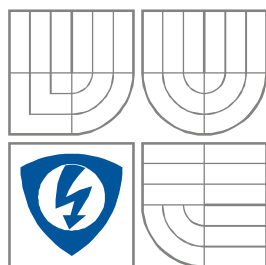


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# ANALÝZA DAT Z OFTALMOLOGICKÝCH PŘÍSTROJŮ

DATA ANALYSIS FROM OPHTHALMOLOGIC DEVICES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

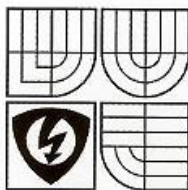
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

PETR BROŽ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Petr Brož  
**Ročník:** 3

**ID:** 100870  
**Akademický rok:** 2009/10

**NÁZEV TÉMATU:**

## Analýza dat z oftalmologických přístrojů

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s přístrojovou technikou používanou pro diagnostiku očních onemocnění předního segmentu oka. V úvodní části popište princip vybraných přístrojů se zaměřením na šedý zákal. V další části práce se zaměřte na analýzu optické mohutnosti čočky u pacientů před a po její implantaci. Získané soubory dat statisticky vyhodnoťte. Zaměřte se především hodnocení přesnosti výpočtu optické mohutnosti implantované nitrooční čočky pro vybrané skupiny pacientů.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:


- [1] Flammer, J.: Glaukom, Triton, 2003
- [2] Zvárová, J.: Základy statistiky pro biomedicínské obory, Karolinum - nakladatelství Univerzity Karlovy, Praha, 2001

**Termín zadání:** 8.2.2010

**Termín odevzdání:** 31.5.2010

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

**Konzultanti bakalářské práce:**

  
**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
předseda oborové rady



### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## Anotace:

V práci je podán stručný přehled anatomie oka, optických prostředí, z nichž se oko skládá, a základních refrakčních vad oka. Dále jsou uvedeny vyšetřovací techniky, které pacient musí podstoupit před operací katarakty (biometrie oka, keratometrie a subjektivní změření zrakové ostrosti). Praktická část se skládá ze dvou výzkumů. V prvním výzkumu jsou statisticky porovnány (Wilcoxonův párový test, Spearmanův korelační koeficient) biometrické metody - akustická a optická biometrie. V druhém výzkumu je zhodnocen subjektivní stupeň vizu bez korekce před operací katarakty a po ní. Na závěr práce jsou diskutovány a zhodnoceny výsledky obou výzkumů.

## Klíčová slova:

Oko, biometrie akustická a optická, axiální délka oka, keratometrie, katarakta, refrakce, optická mohutnost nitrooční čočky

## Abstract:

In the bachelor theses is a brief overview of anatomy, optic environment and the basic refractive errors of the eye. Listed below are the diagnostic techniques that the patient must undergo before cataract surgery (biometry, keratometry of the eye and subjective measure of visual acuity). The practical part consists of two surveys. In the first research are statistically compared (Wilcoxon paired test, Spearman's correlation coefficient) biometrics methods - acoustic and optical biometry. The second research is evaluated subjective level of uncorrected visual acuity before cataract surgery and after. At the end of this work are discussed and evaluated the results of both studies.

## Keywords:

Eye, acoustic and optical biometrics, axial length of the eye, keratometry, cataract, refractive error, refractive power intraocular lens

## Bibliografická citace :

BROŽ, P. *Analýza dat z oftalmologických přístrojů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 55 s. Vedoucí bakalářské práce Doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Analýza dat z oftalmologických přístrojů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010

.....  
podpis autora

## Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. R. Kolářovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé práce.

Dále bych chtěl poděkovat panu prim. MUDr. P. Stodůlkovi, Ph.D. za možnost uskutečnění své bakalářské práce na jeho oční klinice Gemini ve Zlíně.

V neposlední řadě také děkuji PhDr. A. Daňkové za pomoc s jazykovými úpravami.

V Brně dne 31. května 2010

.....  
podpis autora

## OBSAH

<b>1. ÚVOD .....</b>	<b>8</b>
<b>2. ANATOMIE OKA.....</b>	<b>9</b>
2.1 VNĚJŠÍ VRSTVA OKA.....	10
2.2 STŘEDNÍ VRSTVA OKA .....	10
2.3 VNITŘNÍ VRSTVA OKA .....	11
2.4 VNITŘNÍ ČÁSTI OKA.....	12
<b>3. OPTICKÁ PROSTŘEDÍ OKA .....</b>	<b>13</b>
3.1 ZÁKLADNÍ POJMY OPTIKY .....	13
3.2 ROHOVKA.....	14
3.3 KOMOROVÁ VODA.....	14
3.4 ČOČKA .....	14
3.5 SKLIVEC .....	14
3.6 GULLSTRANDŮV MODEL OKA .....	15
3.7 STANDARDNÍ REDUKOVANÉ OKO .....	16
<b>4. REFRAKČNÍ VADY OKA.....</b>	<b>17</b>
4.1 SFÉRICKÁ AMETROPIE .....	17
4.2 ASFÉRICKÉ AMETROPIE .....	18
<b>5. KATARAKTA.....</b>	<b>19</b>
5.1 ZÍSKANÁ KATARAKTA .....	19
5.2 KONGENITÁLNÍ KATARAKTA .....	19
5.3 VYŠETŘENÍ KATARAKTY .....	19
<b>6. PŘÍSTROJE VYŠETŘUJÍCÍ LOMIVOST OPTICKÝCH PROSTŘEDÍ OKA.....</b>	<b>20</b>
6.1 REFRAKTOMETRIE.....	20
6.2 KERATOMETRIE .....	22
<b>7. BIOMETRIE OKA.....</b>	<b>24</b>
7.1 AKUSTICKÁ BIOMETRIE .....	24
7.2 OPTICKÁ BIOMETRIE.....	26
<b>8. VÝPOČET OPTICKÉ MOHUNTOSTI NITROOČNÍ ČOČKY.....</b>	<b>28</b>
8.1 FORMULE SRK/T .....	29
<b>9. PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>31</b>
9.1 CÍL STUDIE.....	31
9.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT.....	31
9.3 CHARAKTERISTIKA SOUBORU PACIENTŮ.....	34
<b>10. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>35</b>
10.1 VÝZKUM Č. 1 .....	35
10.2 VÝZKUM Č. 2 .....	40
<b>11. DISKUZE .....</b>	<b>47</b>
11.1 DISKUZE K PRVNÍMU VÝZKUMU .....	47
11.2 DISKUZE K DRUHÉMU VÝZKUMU .....	48
<b>12. ZÁVĚR.....</b>	<b>50</b>
<b>13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>51</b>
<b>14. PŘÍLOHY.....</b>	<b>54</b>

# 1. ÚVOD

Oko - jeden z nejdokonalějších smyslových orgánů všech živočichů. Zrak patří mezi nejvýznamnější a nejsložitější mechanismy, jaké můžeme nalézt v lidském těle. Bohužel i složité části mají své nedokonalosti a provází je různé nemoci. Jedna z nejvýznamnějších nemocí, která doprovází skoro 50% lidí staršího věku a která může způsobit slepotu, je šedý zákal neboli katarakta. K moderní době patří i zdokonalování diagnostické techniky, která je nezbytnou součástí vyšetřovacích metod lékařů. Jestliže dokážeme včasné a bezchybně diagnostikovat nemoc, jež provází pacienta, můžeme mu zachránit jeden ze smyslů, bez kterého se v každodenním životě jen těžko obejde.

V teoretické části budou popsány základy anatomie oka a optická prostředí, ze kterých se vlastní oko skládá, jelikož je to nezbytnou součástí k pochopení fyzikálního principu diagnostických přístrojů.

Dále budou přiblíženy refrakční vady oka a jejich následné korekce. Poté budou vysvětleny nejdůležitější metody měření pro správný výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky.

V praktické části budou v úvodu popsány základní užité statistické metody. Dále budou k prvnímu výzkumu statisticky zhodnoceny biometrické metody, které měří axiální délku oka a jsou nezbytné pro přesný výpočet optické mohutnosti umělé nitrooční čočky. V druhém výzkumu bude zhodnocena přesnost výpočtu implantované umělé nitrooční čočky z hlediska zlepšení subjektivního stupně vizu u pacientů před operací katarakty a po ní.

V závěru bude k oběma studiím provedena rozsáhlá diskuze na základě statistických výsledků.



## 2. ANATOMIE OKA

Oční bulvy jsou párový orgán a patří mezi nejsložitější smyslové orgány lidského těla. Jsou uloženy v očníchích na tukovém polštáři. Přední segment bulvy je chráněn víčky a svlažován slzami, produkovány slznými žlázami do spojivkového vaku. Pohyb oka umožňuje šest okohybných svalů. Vnitřek oka je vyplněn sklivcem (*corpus vitreum*).

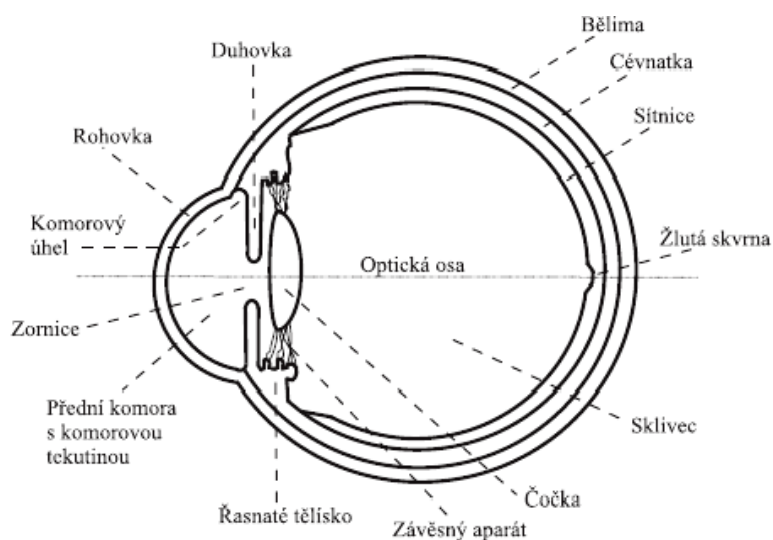
Stěna oka je tvořena třemi tkáňovými vrstvami:

*Vnější vrstva* oka se nazývá bělima (*sclera*), která v předním segmentu oka přechází v rohovku (*cornea*).

*Střední vrstvu* oka tvoří živnatka (*tunica vasculosa*), která je bohatá na cévy. Převážnou část živnatky tvoří cévnatka (*choroidea*), která tvoří vystýlku bělimy. V předním segmentu oka přechází v duhovku (*iris*) a řasnaté tělísko (*corpus ciliare*).

*Vnitřní vrstvu* oka tvoří světločivá vrstva oka, jenž nese název sítnice (*retina*).

Lidské oko má přibližně tvar koule (*bulbus oculi*) o průměru 24 mm. Kulovité pouzdro z pevného vaziva tento tvar udržuje [1].



**Obr. 1** Schematický řez okem [10]

## 2.1 Vnější vrstva oka

Bělma (*sclera*) je neprůhledná hmota tvořená především vazivem, která udržuje tvar a tonus oka a chrání nitrooční struktury. Na bělimu se upíná šest okohybných svalů a v zadní části jí prostupuje zrakový nerv. Bílé zbarvení skléry se mění věkem do nažloutlé barvy v důsledku ukládání lipidových depozit do hlubších vrstev bělimy. Přední, viditelná část bělimy je kryta spojivkou. Zadní část bělimy má největší tloušťku kolem 1 mm a v přední části přechází v průhlednou tkáň - rohovku. Tento přechod se nazývá limbus [1].

Rohovka (*cornea*) je průhledná a má kopulovitý tvar, který pokrývá přední segment oka. Jelikož rohovka neobsahuje žádné cévy (díky tomu je čirá), její výživa je zajištěna částečně výměškem slzného aparátu a komorovou vodou. Průměrná délka rohovky u dospělého člověka je 11,5 mm. Uprostřed (v apexu) je rohovka silná zhruba 0,5 mm a její tloušťka se zvětšuje směrem ke kraji až na 0,8 mm. Rohovka se skládá z pěti vrstev.

*Popis vrstev z vnějšku dovnitř :*

- Rohovkový epitel - tvořený dlaždicovými buňkami, jež obsahují nervová zakončení. Tyto buňky jsou schopny buněčného dělení (proliferace).
- Bowmanova membrána - nebuněčná přechodová vrstva mezi epitelem a stromatem.
- Rohovkové stroma - nejsilnější vrstva, jež obsahuje kolagenní vlákna, která jsou produkována buňkami zvanými keratocyty.
- Descemetova membrána - dvojvrstvá membrána, jež je produktem buněk endotelu. Obsahuje kolagen a laminin.
- Rohovkový endotel – tvoří buňky, jež mají tvar šestiúhelníku (hexagonální). Při narození jich máme zhruba 4000 – 5000 na  $\text{mm}^2$ , postupem věku jejich počet klesá (neschopnost proliferace) [1],[2].

## 2.2 Střední vrstva oka

Cévnatka (*choroidea*) je uložena mezi bělimou za pigmentovým epitelem a sítnicí. Obsahuje velké množství krevních kapilár, které vyživují oční struktury, především sítnici. V předním segmentu oka se napojuje na řasnaté tělísko a duhovku. V zadním segmentu oka přiléhá k zrakovému nervu [1],[2].

Řasnaté tělísko (*corpus ciliare*) obsahuje jemná vlákna, na kterých je zavěšena nitrooční čočka. Řasnaté těleso produkuje komorovou vodu, která vyživuje rohovku a čočku. Její zvýšená tvorba či špatný odtok má za následek zvýšení nitroočního tlaku, jenž může způsobit zelený zákal (glaukom). Řasnaté těleso obsahuje také akomodační svaly, které napomáhají při akomodaci čočky – mění její optickou mohutnost [1],[2].

Duhovka (*iris*) spolu s rohovkou vytváří přední komoru oční. Zadní plocha duhovky a přední plocha čočky vytváří zadní komoru oční. Duhovka má ve svém středu otvor zvaný zornice.

Zornice dokáže měnit svůj průměr podle množství světla, jež na ni dopadá. Plní tedy funkci clony. Při vysoké intenzitě světla se její průměr zmenší díky parasympatickým nervovým vláknům. Při nízké intenzitě světla zvětší svůj průměr díky sympatickému nervovému vláknu.

## 2.3 Vnitřní vrstva oka

Sítnice (*retina*) pokrývá vnitřní povrch cévnatky a končí těsně před řasnatým tělískem. Světelný paprsek, jenž dopadne na sítnici, projde nejdříve vrstvou nervových vláken, vrstvou gangliových buněk a vrstvou bipolárních nervových buněk, poté narazí na světločivé elementy (fotoreceptory) *tyčinky* a *čípky*. Poslední vrstvu sítnice tvoří jen pigmentový list, jenž obsahuje pigment – melanin. Tato složitá struktura sítnice způsobuje, že pouhých 10% intenzity světla dopadajícího na oko podráždí světločivé elementy a zbylých 90% intenzity světla je pohlceno nebo odraženo. Fotoreceptory jsou měniče zachycených světelných podnětů na elektrické signály. [3]

Čípků (*coni*) je v sítnici lidského oka přibližně 7 miliónů a slouží k vidění za denního světla a také k rozlišení detailů a barev. Jejich rozložení není stejné a největší koncentrace je v tzv. *žluté skvrně*, jež je místem nejostřejšího vidění. Vyskytuje se v zadním segmentu oka a tvoří mělkou prohlubeň na sítnici. Hustota čípků se zmenšuje od žluté skvrny k periférii.

Tyčinek (*bacili*) je v sítnici asi 120 miliónů a slouží k vidění za snížené intenzity světla. Jejich maximální hustota je asi 20° od žluté skvrny.

Fotoreceptory a nervové buňky vytvářejí složitou příčnou i podélnou neuronovou síť. Několik fotoreceptorů je synapticky vázáno na jednu bipolární buňku. Několik bipolárních buněk předává informaci jedné gangliové buňce, která je svým axonem odvádí do mozku.[3] V tom místě zadní části oka, kde vychází zrakový nerv, chybí cévnatka i sítnice a bělima je zde ztenčena a má charakter síta. Tato oblast má průměr asi 1,5 mm a nazývá se terč zrakového nervu neboli *slepá skvrna* (papila nervi optici). Tímto místem vstupují do oka i cévy a vystupují z něj.

Důkaz slepé skvrny lze ukázat názorně. Zavřeme-li levé oko a pravým pozorujeme křížek (na obr. 2) a přibližujeme-li oko k obrazci, případně oddalujeme-li je od něj, pak při určité vzdálenosti kroužek zmizí ze zorného pole oka, tj. obraz padl na slepou skvrnu.



**Obr. 2** Důkaz slepé skvrny

## 2.4 Vnitřní části oka

Sklivec (*corpus vitreum*) vyplňuje dutinu za čočkou a je tvořen rosolovitou hmotou. Tvoří asi 66% vnitřního prostředí oční koule. Mezi jeho hlavní funkce patří udržení stálého nitroočního tlaku a také udržení hladkého povrchu sítnice [3].

*Složení sklivce :*

- Voda (asi 99%)
- Kyselina hyaluronová – pomáhá udržení gelovité konzistence sklivce
- Chlorid sodný (NaCl)
- Stopy bílkovin

Mezi nejznámější onemocnění sklivce patří tzv. „létající mušky“. V průběhu věku vznikají změny ve struktuře sklivce a vznikají drobné zákaly, které před sítnicí mohou vrhat stíny, které pozorujeme právě jako „létající mušky“ (*muscae volitantes*). Vzhledem k jejich neškodnosti se neléčí a pacienti je časem přestanou vnímat. Sklivec se také věkem může smršťovat a tím dochází k odchlípení zadní plochy sklivce od sítnice. Tento jev lze subjektivně vnímat jako převalující se pavouček před okem.

Čočka (*lens cristalina*) je transparentní orgán bikonvexního tvaru. Čočka je zavěšena pomocí zonulárních vláken na řasnaté tělísko. Její složení je převážně z vody, dále obsahuje proteiny zvané krystaliny a ionty ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ) [6]. Její tloušťka je přibližně 3,5 mm a průměr 10 mm. Výživa čočky probíhá osmózou z komorové vody. Na čočce rozlišujeme pouzdro, epitel a vlastní čočkové stroma.

Čočkové pouzdro obklopuje čočku, je průhledné a jeho tloušťka je rozdílná, nejtenčí je na zadním pólu.

Čočkový epitel se nachází pod pouzdrem přes celou přední plochu čočky až k ekvátoru. Během celého života se vytvářejí stále nové buňky a staré buňky se posunují směrem k zadnímu pólu.

Čočkové stroma je tvořeno vlákny, jež se skládají na sebe, a čočka tak vykazuje koncentrické vrstvení. Díky tomuto vrstvení se na čočce vytvářejí švy. Jádru čočky se stává hustší, tvrdší a větší [7].

### 3. OPTICKÁ PROSTŘEDÍ OKA

Viditelné světlo je úsek elektromagnetického vlnění, jež musí projít čtyřmi optickými prostředími oka, aby vyvolalo na sítnici fotochemickou reakci, která vytvoří v našem mozku patřičný obraz. Optická prostředí oka jsou – rohovka (přední plocha, vnitřní tkáň, zadní plocha), komorová voda, čočka (přední plocha, vnitřní tkáň, zadní plocha) a sklivce. Celková optická mohutnost oka se udává přibližně 60 dioptrií. Každé z těchto prostředí má rozdílné optické vlastnosti a ty průchod paprsku celým okem ovlivňují.

#### 3.1 Základní pojmy optiky

Nyní budou popsány optické pojmy, abychom lépe porozuměli souvislostem šíření světelného paprsku a optickým prostředím oka [8].

*Paprsek* - přímka znázorňující směr šíření světla, kolmá na vlnoplochu.

*Vlnoplocha* - množina bodů, do nichž dospěje vlnění ze zdroje za stejnou dobu. Je v každém bodě kolmá na směr šíření vlnění.

*Index lomu* - jedná se o bezrozměrnou fyzikální veličinu popisující šíření elektromagnetického záření v látkách. Index lomu optického prostředí  $n$  je veličina daná poměrem rychlosti světla ve vakuu  $c$  a rychlosti světla  $v$  v daném prostředí. Pro Index lomu tedy platí:  $n = \frac{c}{v}$ .

*Zákon lomu* - přechod paprsků světla přes rozhraní dvou optických prostředí. Je-li paprsek na rozhraní z opticky řidšího prostředí do opticky hustšího prostředí, láme se ke kolmici (analogicky naopak).

*Zákon odrazu* - velikost úhlu odrazu se rovná velikosti úhlu dopadu.

*Optická lámavá plocha* - rozhraní dvou různých optických prostředí definované středem křivosti a poloměrem křivosti.

*Čočka* - homogenní optická soustava složená ze dvou lámavých ploch.

*Optická mohutnost* - vyjadřuje zakřivení čočky.

*Optická osa* - přímka procházející středy křivosti lámavých ploch soustavy.

### 3.2 Rohovka

První refrakční struktura s největší lomivostí světelného paprsku, jenž na ni dopadá. Lomivost je dána rozdílem indexu lomu mezi vzduchem a komorovou vodou. Index lomu rohovky vzhledem k její vysoké optické mohutnosti (zhruba 44 dioptrií) představuje asi dvě třetiny celkové optické mohutnosti oka a činí přibližně 1,37. Díky tomu se při refrakčních vadách oka na ní provádí operační korekce (typu LASIK, epi-LASIK a nejmodernější femto-LASIK). Poloměr zakřivení přední plochy rohovky je 7,8 mm, zadní plochy 7 mm. Směrem k limbu se rohovka oplošťuje [9].

### 3.3 Komorová voda

Produkce komorové vody je stálá, relativně pomalá, s udávaným množstvím sekrece 2,2 mm<sup>3</sup> za minutu. Obsah obou komor činí asi 1,23 – 1,32 cm<sup>3</sup>, tudíž se veškerý obnoví během 10 hodin. Cirkulace je podmíněna tepelným rozdílem mezi teplou duhovkou a studenou rohovkou. Z přední komory je odváděna do Schlemmova kanálu. Komorová voda se skládá z 99% z vody, dále obsahuje některé ionty, proteiny, vitamín C, glukózu. Index lomu komorové vody činí 1,33 (vzhledem k tomu, že její složení je prakticky totožné s vodou) [9],[10].

### 3.4 Čočka

Je krystalicky čirá struktura, jejíž optická mohutnost je proměnlivá díky její akomodační schopnosti a činí asi 17-20 dioptrií. Vzhledem k heterogenní struktuře čočky neexistuje jednotný index lomu. Pro praktickou potřebu se využívá pouze průměrný index lomu celé čočky 1,41. Průchod paprsku čočkou tedy není přímočarý. Ciliární aparát, na kterém je čočka zavěšena, má schopnost mechanicky měnit zakřivení přední a zadní strany čočky a tím se mění i její optická mohutnost. Při pohledu do blízka kontrakcí svalů ochabnou vlákna závěsného aparátu čočky, ta se vyklene a její index lomu se zvýší. Tento proces se nazývá *akomodace* (přizpůsobení), tj. schopnost oční čočky měnit svoji optickou mohutnost v závislosti na vzdálenosti pozorovaného objektu. Tato schopnost postupně s věkem klesá a nastává tzv. *presbyopie* (vetchozrakost). Asi kolem 70. roku života čočka ztrácí schopnost akomodace a akomodační šíře je 0 dioptrií [1],[3].

### 3.5 Sklívec

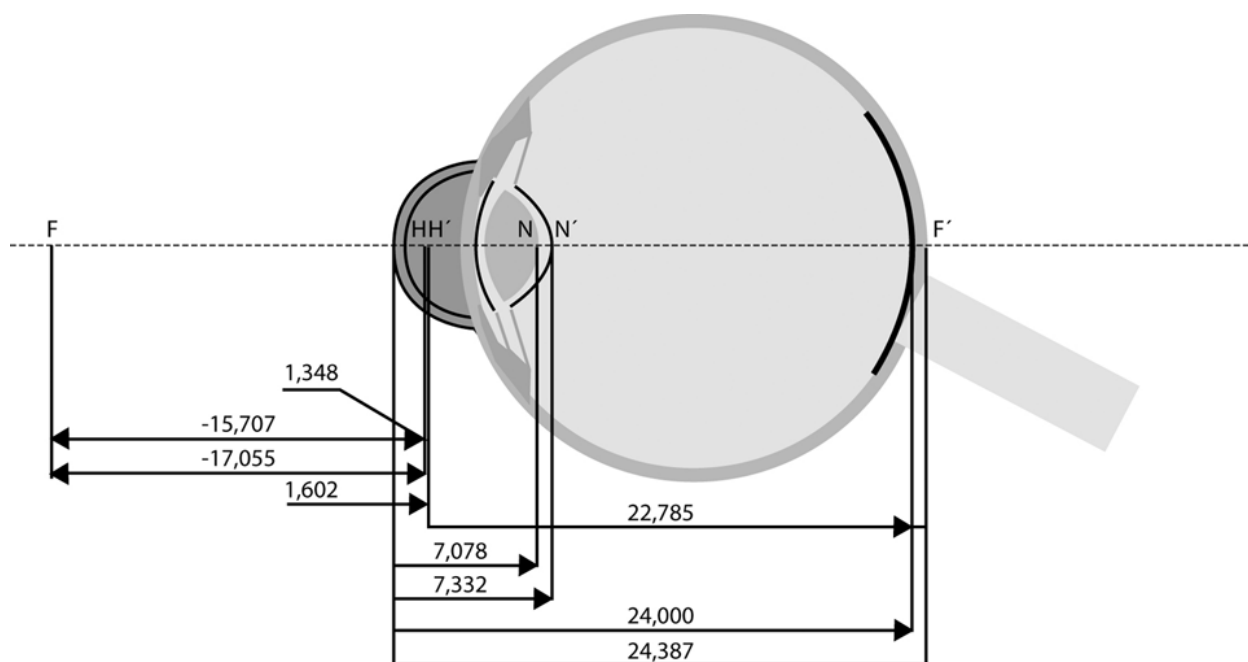
Vzhledem k podobnému složení s komorovou vodou je jeho index lomu téměř stejný, 1,33.

### 3.6 Gullstrandův model oka

Pro představu chodu světelných paprsků okem a jejich teoretických výpočtů zobrazení oka je třeba znát základní optické parametry všech struktur, jež se podílejí na vytvoření obrazu. Vzhledem k tomu, že každé oko je svým způsobem výjimečné a existují odchylky v optických vlastnostech očí, je třeba zavést model oka, který vyjadřuje průměrné hodnoty naměřené u skutečných očí.

Jedním z nejčastěji užívaných a také nejpodrobněji popsáných modelů oka je zjednodušený model Gullstrandův. Název nese podle švédského oftalmologa Allvra Gullstranda (1852-1930), který dostal Nobelovu cenu za medicínu v r. 1911.

Model vychází z představy oka jako centrované optické soustavy se schopností automatického zaostřování, nebere však ohled na určité rozdíly v zakřivení přední a zadní plochy rohovky ani na rozdíly v indexu lomu jádra a okraje čočky.



**Obr. 3** Gullstrandovo schematické oko bez akomodace (rozměry jsou v mm) [18]

Parametry modelu jsou [3] :

<b>Indexy lomu [-]</b>	rohovka	1,376
	komorová voda	1,336
	čočka	1,413
	sklivec	1,336
<b>Optické mohutnosti [D]</b>	rohovka	42,70
	čočka uvnitř oka	21,70
	oko jako celek	60,50
<b>Poloměr křivosti [mm]</b>	rohovka	7,80
	přední plocha čočky	10,00
	zadní plocha čočky	- 6,00
<b>Poloha ohnisek [mm]</b>	ohnisko předmětové	- 14,99
	ohnisko obrazové	23,90
	poloha sítnice	23,90

**Tab. 1** Parametry Gullstrandova modelu

Znaménka (kladná se neuvádějí) u vzdáleností a poloměrů křivosti odpovídají tzv. znaménkové konvenci. Podle ní se světlo šíří zleva doprava a vzdálenost ve směru postupu světelného paprsku se označuje jako kladná. Poloměr křivosti se měří od vrcholu ke středu křivosti a je kladný, souhlasí-li tento směr s chodem paprsků. Vypuklá lomná plocha má tedy poloměr křivosti kladný, dutá plocha záporný. Uvedený model dobře odpovídá dioptrické soustavě skutečného oka a umožňuje dostatečně přesné výpočty.

### 3.7 Standardní redukované oko

Jde o jednodušejší modifikovaný optický model oka, kde celý systém je nahrazen jedním ekvivalentním lámavým povrchem o poloměru křivosti 5,73 mm, oddělujícím dvě prostředí o různých indexech lomu. Vnější prostředí má index lomu 1,0 a vnitřní prostředí má index lomu 1,336.

Přední ohnisková vzdálenost je 17,05 mm před ideální sférickou plochou a zadní ohnisková vzdálenost je 22,78 mm za touto plochou. Optická mohutnost celého systému je 59 D, což odpovídá přibližně optické mohutnosti skutečného oka bez akomodace [7],[3].

Vzhledem k tomu, že redukované oko je velice zjednodušený model, nelze na něm provádět přesné matematické výpočty. Jeho hlavní význam je schematické zobrazení a částečné pochopení celého systému.

Vlivem optických vlastností světlolomných prostředí oka se vytvářejí na sítnici zmenšené a převrácené obrazy vnějšího světa. Projekcí těchto převrácených obrazů optickými drahami do zrakového centra mozkové kůry si tyto obrazy uvědomujeme v jejich správné poloze [3].



## 4. REFRAKČNÍ VADY OKA

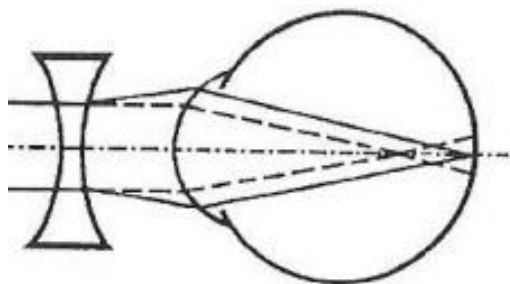
Mezi základní vyšetření v oftalmologii patří stanovení refrakční vady oka. Zobrazuje-li se obrazové ohnisko na sítnici oka a obrazem bodu se vytváří opět bod, jde o normálně vidící oko. Takové oko se nazývá *emetropické*. Pokud obrazové ohnisko neleží na sítnici oka nebo optický systém nezobrazuje bodově, jde o oko *ametropické*. Ametropické (refrakční) vady oka se dále dělí na ametropii sférickou a asférickou [11],[3].

### 4.1 Sférická ametropie

Zachovává bodové zobrazení, obrazové ohnisko však leží před sítnicí – krátkozrakost (*myopie*) nebo za sítnicí – dalekozrakost (*hypermetropie* nebo *hyperopie*). Příčinou těchto ametropií může být buď odlišná délka ve srovnání s okem emetropickým – *ametropie axiální* (osová) nebo jiné poloměry křivosti lámavých ploch či jejich změny v indexu lomu – *ametropie refrakční* (lomivá). Daleký bod ametropického oka leží vždy v jiné vzdálenosti než v nekonečnu [3].

#### *Krátkozrakost – myopie*

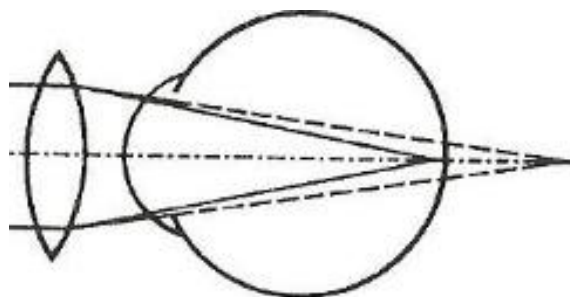
Pokud je oční koule příliš dlouhá (vrozená vada) oproti zdravému oku a lámavost optického systému je normální nebo lomivost optických prostředí je větší při normální délce bulbu, v obou případech rovnoběžné světelné paprsky vstupují do oka a protínají se před sítnicí (obr. 4 – přerušovaná čára). Vzdálený bod leží v konečné vzdálenosti. Při korekci myopie se používá *rozptylka* (obr. 4 – plná čára). Rovnoběžné paprsky po průchodu rozptylkou vstupují do oka rozbíhavě a obrazové ohnisko se promítne na sítnici [1],[3].



**Obr. 4** Krátkozrakost a její korekce [3]

### *Dalekozrakost – hypermetropie, hyperopie*

Délka bulbu je příliš malá nebo lámavost optickým prostředím je menší než u zdravého oka. V obou případech rovnoběžné paprsky vstupují do oka a protínají se za sítnicí (obr. 5). Daleký bod leží v konečné vzdálenosti. V takovém případě se korekce řeší *spojkami*. Rovnoběžný paprsek se po průchodu spojkou sbíhá a obrazové ohnisko vznikne na sítnici.



**Obr. 5** Dalekozrakost a její korekce [3]

## **4.2 Asférické ametropie**

Jedna z hlavních asférických ametropií se jmenuje *astigmatismus*. Je dán nedokonalým sférickým tvarem optického systému oka. Každé oko trpí tzv. fyziologickým astigmatismem, jelikož rohovka nemá ideálně sférický tvar. Její optická mohutnost ve svislé rovině bývá o 0,25 D – 0,5 D větší než v rovině vodorovné. Pokud nepřesáhne víc než 0,5 D, nepociťujeme žádné problémy při vidění, jelikož je vše vyrovnáváno oční čočkou.

Astigmatismus větší než 0,5 D způsobuje neostře vidění. Řezy okem, v nichž je optická mohutnost systému největší a nejmenší, jsou vzájemně kolmé a nazývají se *meridiány*. Rozdíl optické mohutnosti mezi oběma meridiány dioptriích vyjadřuje stupeň astigmatismu. Jeho důsledkem není ohnisko oka bodové, nýbrž má tvar dvou úseček vzájemně kolmých a posunutých vůči sobě. Astigmatické oko nevidí ostře ani na blízko, ani na dálku [1],[3]. Astigmatismus se koriguje cylindrickými (torickými) skly.

## **5. KATARAKTA**

Při šedém zákalu se mění transparentnost nitrooční čočky, což se projevuje snížením zrakové ostrosti progredující měsíce až roky a v konečném stádiu může vést k reverzibilní slepotě. V prvních stádiích je nemoc v latentní podobě (žádná bolest ani viditelné změny oka). Pokročilejší kataraktu lze pozorovat pouhým okem (patrné šedé zbarvení čočky). Subjektivní příznaky pacient může pozorovat zhoršením vidění (podle typu zákalu do blízka nebo do dálky). Dle etiologie rozlišujeme dva druhy katarakty – získanou a vrozenou.

### **5.1 Získaná katarakta**

Získaná forma tvoří převážnou část z celkového počtu katarakt a její příčina není zcela jasná, ale je zřejmé, že s přibývajícím věkem se zvyšuje riziko onemocnění. Během stárnutí čočka nabývá na hmotnosti, zvětšuje se a ztrácí elasticitu. Získané formy lze dále dělit na senilní (zpravidla po 60. roce života), metabolické a nutriční (diabetes mellitus, snížená funkce příštítných tělísek), onemocnění CNS, traumatická katarakta (způsobená úrazem) apod. Dále byly dokázány negativní vlivy ionizujícího záření (čočka patří mezi struktury oka nejcitlivější na ionizující záření), rentgenového záření a dokonce poranění elektrickým proudem může mít za následky změnu transparentnosti čočky. [18],[13],[24].

### **5.2 Kongenitální katarakta**

Hlavní příčina vzniku (asi 35% případů) vrozené katarakty je hereditární (nejčastěji autosomálně dominantní typ) [25]. Tento druh katarakty se může manifestovat v dětství nebo i v pozdějším věku a velmi často je spojen se systémovým onemocněním (např. Downův syndrom, Edvardův syndrom). Během gravidity může být plod ohrožen působením virových onemocnění (toxoplasmóza, herpes apod.) nebo vlivem toxických látek, v důsledku toho vzniká katarakta. U převážné většiny se příčina vzniku vrozené katarakty nepodařila objasnit [24],[25].

### **5.3 Vyšetření katarakty**

Nejužívanější metoda vyšetření k posouzení čirosti oční čočky je biomikroskopie neboli nepřímá oftalmoskopie na štěrbinové lampě při mydriáze (vzdálenost asi 40 – 50 cm). Vyšetřující lékař před okem pacienta drží oftalmoskopickou čočku, která mu poskytuje zvětšený a stranově převrácený obraz. Dále lékař určí stupeň katarakty (Lens Opacitiens Classification – Systém I, II, III) a tvrdost jádra. Na základě těchto informací se určí kritérium operační techniky. Dále se pacient podrobí předoperačnímu vyšetření – nitrooční tlak, refraktometrie, keratometrie a oční biometrie (někdy podle potřeby i pachymetrie).

## 6. PŘÍSTROJE VYŠETŘUJÍCÍ LOMIVOST OPTICKÝCH PROSTŘEDÍ OKA

### 6.1 Refraktometrie

Refrakce oka vyjadřuje poměr mezi délkou oka a optickou mohutností jeho lomivých prostředí. Nejběžněji používaným vyšetřením je předkládání jednotlivých čoček o různé lámavosti před oko vyšetřovaného a jeho subjektivní hodnocení vylepšení či zhoršení zrakové ostrosti při předložení dané čočky. Právě subjektivita tohoto postupu je největší nevýhodou, protože tuto metodu nelze použít například u malých dětí či mentálně postižených osob. Na druhou stranu objektivně změřený výsledek refrakce oka je třeba vyzkoušet i subjektivně, zda vyšetřovanému daná korekce refrakční vady vyhovuje. Existuje několik objektivních způsobů vyšetření refrakce [11].

#### *Optometr*

Patří mezi základní jednotku všech refraktometrů a slouží k subjektivnímu určení refrakce. Skládá se z oftalmoskopické čočky na vodící liště, v jejímž ohnisku se nachází stínítko, které se zobrazí ostře na sítnici emetropického oka [4].

#### *Skioskopie*

Tato jednoduchá metoda objektivního vyšetření refrakce je nenáročná na vybavení, její přesné provedení a vyhodnocení však závisí na určité zkušenosti vyšetřujícího lékaře. Principem je pozorování světla odraženého od sítnice (červeného reflexu). Vyšetřující pohybuje zdrojem světla malými kývavými pohyby a pozoruje, zda pohyb tohoto proužkovitého stínu je souhlasný s pohybem zdroje světla, či opačný [11]. Paprsky ze zdroje jsou odráženy nejčastěji planárním zrcátkem do oka. Zdroj světla bývá nad hlavou. Vyšetřuje se nejčastěji ve vhodně zvolené vzdálenosti asi 1 m [4]. Vyšetřující dále postupně předkládá před vyšetřované oko čočky o různé lomivosti a pozoruje, při použití jaké čočky se podaří dosáhnout bodu neutralizace, tedy okamžiku, kdy se pohyb stínu začne měnit na opačný, než byl původně. Z definice optická mohutnost = převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti vyplývá, že souhlasný pohyb stínu tak bude přítomen u oka s nulovou dioptrickou vadou (emetropické oko). Souhlasný pohyb bude také u oka dalekozrakého (hypermetropického) a u oka krátkozrakého (myopického) do 1D. V těchto případech leží vzdálený bod vyšetřovaného oka za sítnicí vyšetřujícího a pohyb stínu je souhlasný s pohybem zdroje světla. Naopak u oka krátkozrakého více než 1D bude pohyb stínu opačný než pohyb zdroje, neboť vzdálený bod vyšetřovaného oka leží mezi sítnicí vyšetřovaného a vyšetřujícího zdravotníka [11]. Skioskopicky lze také vyšetřit astigmatismus, kdy je pohyb stínu v různých směrech při téže čočce různý. Při tomto vyšetření se postupuje stejně jako u sférické vady, ale každý meridián musí být korigován zvlášť [4],[12].

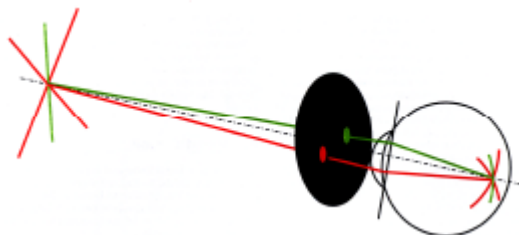
Veškeré měření platí pro vyšetřovací vzdálenost 1m, při zkracování této vzdálenosti musíme mít na paměti odlišné podmínky vyšetření [4],[12].

### *Hardy – Astronův oční refraktometr*

Je jedním z prvních očních refraktometrů, u kterého bylo využito principu bezreflexního pozorování a objektivního vyhodnocování. Jelikož je tento přístroj zastaralý, již se nepoužívá a setkáme se s ním pouze v muzeích [4],[12].

### *Hartingerův koincidenční refraktometr*

Základem pro konstrukci tohoto přístroje je Scheinerův pokus (obr.6). Scheiner si totiž všiml, že lidské oko mnohem přesněji postřehne rozdíl mezi rozdvojeným obrazem než mezi obrazem ostrým a lehce neostrým. Umístíme-li v blízkosti oka neprůhledné stínítko se dvěma malými otvory vedle sebe, jejichž vzájemná vzdálenost je menší než šíře zornice, a skrz stínítko pozorujeme zdroj světla, vznikne na sítnici v případě emetropického oka jednoduchý obraz jehly. U hypermetropického nebo myopického oka nevznikne na sítnici jeden neostrý obraz, ale dva obrazy rozostřené [4],[12].



**Obr. 6** Scheinerův pokus [12]

Lidské oko rozpozná, zda dvě úsečky, jejichž konce jsou v těsné blízkosti, leží na téže myšlené přímce, nebo na dvou rovnoběžných přímkách nepatrně od sebe vzdálených. Na tomto principu je konstruován Hartingerův koincidenční refraktometr, kde se jako značky používá trojice úseček, které jsou na sítnici vyšetřovaného oka zobrazeny jako dvě kratší trojice poloúseček. A pokud není tato značka opticky konjugována se sítnicí vyšetřovaného, nejsou v koincidenzi. Teprve až se optický systém nastaví tak, aby se značka ostře zobrazila na sítnici, nastane koincidence [4],[12].

### *Automatický refraktometr*

Výše zmiňovaný Hartingerův koincidenční refraktometr prodělal od roku 1971 velký vývoj. V dnešní době se přístroje poslední generace automaticky nastavují na OD nebo OS, samy se centrují a exponují. Automatické refraktometry představují kombinaci počítačové techniky, optiky a mechaniky. Přístroje pracují v oblasti infračerveného záření asi 880 nm, aby se zabránilo oslnění vyšetřovaného oka. Infračervený zdroj je uspořádaný do tvaru kříže ze čtyř polovodičových laserů, kde každý z nich měří s jinou frekvencí. Při čirosti médií tento vyslaný paprsek dojde k sítnici, zde se odrazí a vrací se zpět k detektoru ( CCD nebo CMOS snímač), který měří čas potřebný k dojití zpět a vzniklé deformace porovnává s původním vzorem. Pokud bychom použili jako vzor kružnici, při myopii by došlo k zvětšení poloměru a naopak při hypermetropii by došlo ke zmenšení poloměru. Astigmatismus má za následek změnu kružnice na elipsu. Součástí autorefraktometru je optický systém, který slouží k maximálnímu uvolnění akomodace měřeného oka (snaha zabránit přístrojové myopii). Zdroj světla pomocí zeleného

filtru osvětluje dírkové clony (Scheinerovy štěrby). Optická poloha jejich obrazu je volena tak, že nastane zamlžení. Vyšetřovaný uvidí neostrý fixační cíl, který není schopný ani při maximálním uvolnění akomodace zaostřit. Výrobci používají jako fixační značku obrázek vzdáleného cíle – dům v dálce, létající balón, plachetníci atd. Vyšetřující na druhé straně autorefraktometru zaostří pomocí joysticku pupilu měřeného oka pacienta a zmáčkne spouštěcí tlačítko, čímž dojde k jemnému automatickému dojustování měřicího systému a zahájí se samotný proces měření. Vyšetřovaná osoba uvidí rozostření a zaostření vzdáleného cíle. Samotné měření pro jedno oko se provádí zpravidla třikrát z důvodů vyšší přesnosti. Totéž následuje pro druhé oko. Další optický systém sleduje pomocí odrazů infračerveného záření na rohovce vyšetřovaného oka polohu přístroje vůči oku a upřesňuje ji elektromechanicky. Kolem osy svazku jsou černo-bílé hvězdice, které vyvolávají signál při vzniku decentrace a která je automaticky vyrovnává [11],[4],[12].

Před zahájením samotného vyšetření oka je třeba upravit výšku stolu, na kterém se autokeratometr nachází, poté se nastavuje výška podpěrky pod bradou, tak aby vyšetřované oko bylo v úrovni signalizační značky. Je nutno upozornit pacienta před zahájením vyšetření, aby promrkal vyšetřované oko a při samotném měření, kdy pozoruje vzdálený cíl, okem nehýbal ani nemrkal. Vyšetření trvá méně než jednu minutu (každé oko se měří třikrát). V případě zkalené čočky (u katarakty) nebo v jiné situaci, jež nedovolí provést měření, je třeba zvolit jinou vyšetřovací metodu.

V dnešní době již existují kombinované přístroje, které dokáží změřit i keratometrii oka (zakřivení rohovky). Jedny z nejmodernějších přístrojů – autorefraktokeratotonometr - kombinují měření refrakce, keratometrie a tonometru (měření nitroočního tlaku) bezkontaktně. Součástí těchto přístrojů bývá i zabudovaná tiskárna, která umožňuje výsledky ihned tisknout.

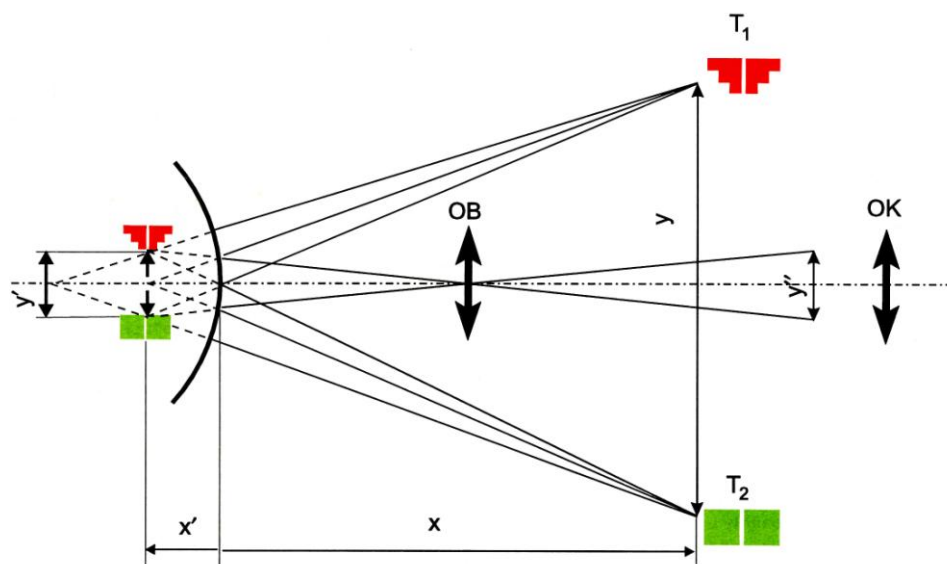
Při srovnání výsledků měření refrakční vady oka objektivní metodou u dospělých se subjektivním vyšetřením se výsledné hodnoty korekce liší, proto je nezbytné, aby tyto výsledky získané na autorefraktometrech byly vždy ověřeny subjektivní zkouškou monokulárně a hlavně binokulárně [4],[12].

## 6.2 Keratometrie

Keratometrie je jedna ze základních metod v oftalmologii pro měření zakřivení přední plochy rohovky. K měření vertikální a horizontální lomivosti rohovky se dnes nejčastěji používá automatický keratometr (nebo již výše zmíněný autorefraktokeratometr). I přesto, že přístroj měří pouze zakřivení přední plochy rohovky, keratometr udává dioptrickou hodnotu celé rohovky. Tento fakt je vyřešen hypotetickou hodnotou indexu lomu rohovky, který se používá pro přepočítání zakřivení přední plochy na lomivost celé rohovky. Tato hypotetická hodnota indexu lomu rohovky je oproti skutečné hodnotě změněna tak, aby při výpočtu byla zakalkulována záporná lomivost zadní plochy rohovky [15].

Existuje mnoho typů keratometru, princip je však obdobný, využívá se vždy přední plocha rohovky jako konvexní zrcadlo. Rohovka tak odráží pouze zlomek dopadajících paprsků (3-4%) [12], a vytváří tak na sítnici přímý, zmenšený a zdánlivý obraz. Míra zmenšení je dána poloměrem zakřivení přední plochy rohovky. Před zrcadlicí konvexní plochu se umístí dvě koincidenční testovací značky T1 a T2, jejichž vzdálenost představuje vhodný objekt o velikosti  $y$ , zobrazený ve vzdálenosti  $a$ , rohovka vytvoří virtuální obraz  $y'$ , který se skládá z obrazů

testových značek  $T_1$  a  $T_2$ . Známe  $a$  a  $y$ , velikost obrazu  $y'$  bude odměřena. Objektiv vytvoří z  $y'$  skutečný obraz  $y''$  na stupnici. Stupnice a obraz jsou pozorovány okulárem [27]. Vzhledem k tomu, že rohovka není ideálně sférická, probíhá měření ve dvou na sebe kolmých hlavních meridiánech (rovina s největším a nejmenším poloměrem zakřivení). Vyšetřující ovládá polohu obu odražených testovacích značek a na stupnici odečítá poloměr zakřivení, dioptrickou hodnotu a osu měřeného meridiánu [4].



**Obr. 7** Grafické schéma funkce keratometru [10]

Měření keratometrem probíhá v centrální oblasti rohovky (o průměru 3,2 mm), kde je její tloušťka největší. Je nutné si uvědomit, že pacienti po refrakčních zákrocích na rohovce (např. LASIK, EPI-LASIK) mají změněnou rohovkovou architekturu a dochází k nepřesnosti výpočtu zakřivení přední části rohovky. Existuje spousta metod, jak odhadnout lomivost rohovky po refrakčních zákrocích (např. metody s kontaktní čočkou) [4],[16]. Dále je nutné upozornit pacienty, kteří nosí kontaktní čočky, aby vynechali jejich aplikaci alespoň dva týdny před plánovaným měřením lomivosti rohovky [16].

## 7. BIOMETRIE OKA

Biometrie je diagnostická metoda v oftalmologii vyjadřující axiální délku oka, která je dána vzdáleností mezi centrem povrchu rohovky a místem nejostřejšího vidění na sítnici oka (žlutá skvrna). Spojnice nejostřejšího místa na sítnici a bodu fixace v prostoru se nazývá osa vidění. Spolu s keratometrií se jedná o nejdůležitější vyšetření při stanovení optické mohutnosti umělé nitrooční čočky (dále jen IOL - intraocular lens) při operaci šedého zákalu (katarakty). Výpočet dioptrické hodnoty IOL hraje důležitou roli ve výsledné refrakci oka a je podmíněna nejen technickými parametry měřicího přístroje, ale také přesností užitého vzorce (viz níže). Současné měřicí přístroje jsou plně digitalizované a obsahují také program se vzorci pro výpočet optické mohutnosti IOL. Biometrické měření oka lze provádět pomocí dvou rozdílných fyzikálních technik – akustické biometrie a optické biometrie.

### 7.1 Akustická biometrie

Akustická biometrie funguje na principu odrazu ultrazvukového signálu od echogenních rozhraní lidského oka. Ultrazvuk je definován jako mechanické kmitání kolem rovnovážné klidové polohy s frekvencí od 20KHz až do několika set GHz [3]. V očním lékařství se nejčastěji používá ultrazvuk od 8MHz do 20MHz. Rychlost šíření akustické vlny závisí na použité frekvenci ultrazvuku a akustické impedanci prostředí [10]. Ultrazvuková biometrie používá pulsní systém. Pulsní proud je veden do sondy, kde dochází k vibracím krystalových struktur a emisi zvukového svazku dané frekvence na konkrétní místo. Poté sonda vykazuje emisní pauzu několik mikrosekund a přijímá vracející se signál, který se konvertuje v křivku na displeji [13]. V různých strukturách oka se ultrazvuk šíří rozdílnou rychlostí (tab. 2).

Jednotlivé struktury oka	Rychlost šíření ultrazvukové vlny [m/s]
Rohovka	1620
Komorová voda, sklivec	1532
Čočka	1641

**Tab. 2** Rychlost šíření ultrazvuku v různých strukturách oka [18]

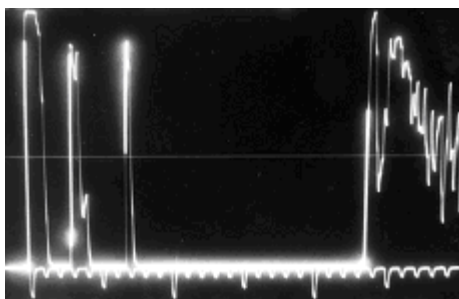
Dále podle modulace signálu rozlišujeme A-scan a B-scan.

#### A-Scan

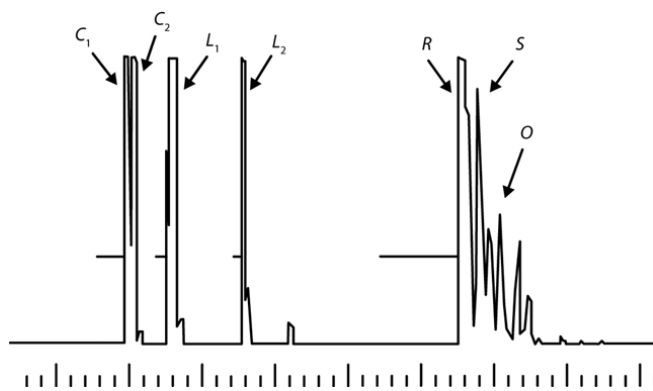
Jde o tzv. amplitudovou modulaci („Amplitude modulated“), kde výsledné lineární zobrazení je jednorozměrné ve směru ultrazvukových vln. Impulzy od jednotlivých tkáňových struktur jsou zobrazeny jako vertikální výchylky od základny [19], kde vzdálenosti těchto amplitud odpovídají poměru skutečných vzdáleností tkáňových rozhraní a výška amplitudy dává



informaci o velikosti přijímaného akustického tlaku impulzu (obr.20). U A-scanu nezískáme informace o topografické a tvarové orientaci v oční struktuře [13].



**Obr. 8** Reálná ukázka A-scanu [13]



**Obr. 9** Popis echogramu A-scanu [18]

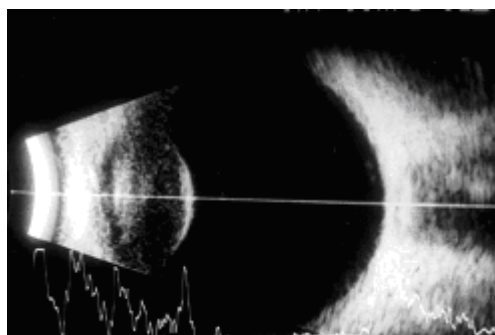
Popis symbolů:

$C_1$	- přední plocha rohovky
$C_2$	- zadní plocha rohovky
$L_1$	- přední plocha čočky
$L_2$	- zadní plocha čočky
$R$	- sítnice
$S$	- skléra
$O$	- retrobulbární tkáň (odstup zrakového nervu)

## B-Scan

Statický obraz u této techniky je řezem vyšetřované oblasti v rovině, která je určena osou ultrazvukového svazku a směrem pohybu sondy. Při použití této techniky zobrazení výška detekovatelných ech moduluje jas obrazovky („Brightness modulated“). Výsledný obraz je dvojrozměrný a informace je nesena zobrazením odstupňované šedi. Zobrazíme-li řezy vyšetřované oblasti rychle za sebou, získáme dynamické zobrazení v reálném čase. Vznik

jednotlivých obrazů je podmíněn elektronickým nebo mechanickým vychylováním svazku paprsků. B-scan vypovídá o tvaru, poloze a velikosti vyšetřované oční struktury [13].



**Obr. 10** Reálná ukázka B-scanu [13]

Podle umístění UZ sondy rozlišujeme :

### **Kontaktní ultrazvukovou metodu**

U této metody se sonda dotýká přímo povrchu rohovky, která je znecitlivěna očními kapkami. Pacient je vyzván, aby pozoroval fixační světlo sondy, tak aby směr šíření UZ signálu byl podél osy vidění. Přesnost výstupních hodnot biometru závisí na spolupráci pacienta a zkušenosti vyšetřujícího lékaře. Nevýhodou kontaktní biometrie je komprese rohovky, která vzniká po přiložení sondy na její povrch. Díky tomu se axiální délka oka zkracuje, což může vést k nepřesnosti výpočtu optické mohutnosti IOL (viz praktická část).

### **Imerzní ultrazvukovou metodu**

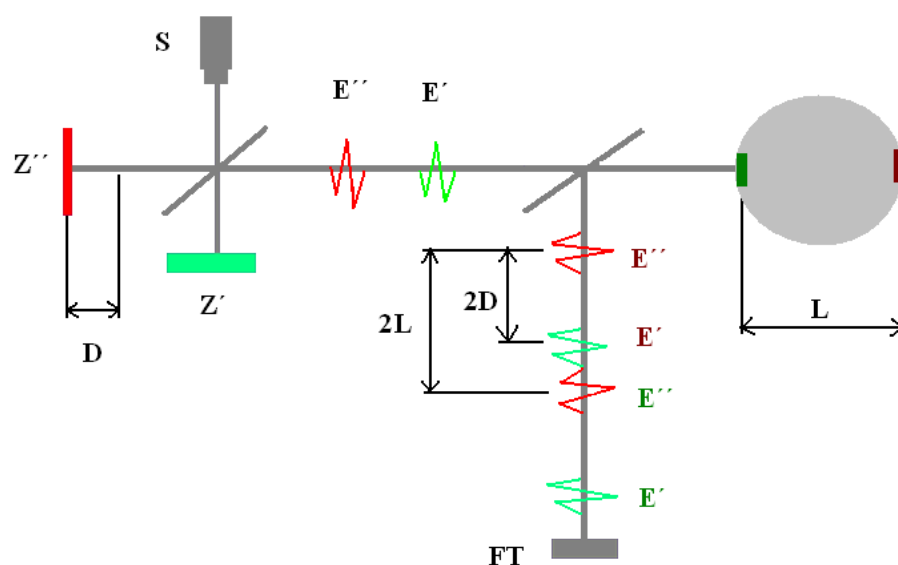
Při imerzní biometrii je pacientovi na oko umístěna sklenářní plastová předsádka naplněná imerzním roztokem (např. methylcelulosou). Tato technika zaručuje eliminaci pohybů pacienta (především mrkání), což představuje výhodu u neklidných pacientů [21],[22]. Dále díky imerznímu roztoku nedochází k přímému kontaktu sondy s okem a lze se vyhnout chybě, která vzniká při kompresi rohovky u kontaktní metody.

## **7.2 Optická biometrie**

Optická biometrie je nekontaktní diagnostická metoda, jež měří axiální délku oka podél osy vidění. Technika měření je založena na principu parciální koherentní interferometrie. Termín koherence vyjadřuje fyzikální vlastnost dvou vlnoploch, které mají dočasně konstantní nebo pravidelně se měnící fázový posun, a to v každém bodě prostoru. Tato technika umožňuje, aby laserová dioda emitovala infračervené světlo vlnové délky 780 nm s krátkou koherentní délkou (asi 680  $\mu$ m). Toto světlo je rozděleno na dva dílčí paprsky s rozdílnými délkami optické dráhy. Oba tyto paprsky se odrážejí od rohovky i od sítnice. Jestliže rozdíl délky obou optických drah mezi oběma paprsky je menší než koherentní délka, dochází k vzájemné interferenci [23].

Optické biografie jsou ovládány většinou joystickem, který je vysoce citlivý. Při měření je nutné mít ruce opřené, abychom našli a správně zaostřili oko v dostatečně krátké chvíli. Je také nutné každého pacienta před měřením požádat, aby vyšetřovaným okem dostatečně zamrkal.

Výhodou této metody je rychlost, jednoduchost, bezkontaktnost a snížení rizika komprese rohovky či přenosu infekce. Optická biometrie klade nízké nároky na pacienta, vyžaduje pouze fixaci oka na světelný bod biometru. Metoda je velice citlivá a vyžaduje během měření zamezení pohybových artefaktů, což může být problém u starších pacientů, kteří trpí tremorem (třes). Moderní optické biometry dokáží měřit zakřivení rohovky, horizontální šíři skléry (označení „white-to-white“), hloubku přední komory aj.



**Obr. 11** Grafické schéma principu optické biometrie

- S** - světelný zdroj s krátkou koherentní délkou
- E', E''** - Dva dílčí paprsky s rozdílnými délkami optické dráhy
- Z', Z''** - interferometrická zrcadla
- FT** - fotodetektor
- L** - měřená vzdálenost (axiální délka oka)
- D** - zpoždění optické dráhy

## 8. VÝPOČET OPTICKÉ MOHUNTOSTI NITROOČNÍ ČOČKY

Hlavním cílem je výpočet dioptrické hodnoty nitrooční čočky tak, aby stanovená výsledná refrakce oka po operaci katarakty byla co nejpřesnější a bylo dosaženo optimální zrakové ostrosti. Důležitou roli v kvalitě výsledné refrakce také hraje zkušenost operátora, přesnost předoperačních měření a v neposlední řadě správně zvolený vzorec pro výpočet optické mohutnosti IOL. Moderní biometrické přístroje obsahují programová vybavení, která zahrnují všechny typy moderních vzorců.

Základním požadavkem všech vzorců je přístup k odhadu pooperační hloubky přední komory. V současné době existují čtyři generace formulí, které se historicky vyvíjely od teoretických (vycházejí z rovnic pro optiku zjednodušeného modelu oka) až po zpřesněné regresní analýzy (empirické – statistickou metodou vhodnou pro zkoumání vztahů mezi více proměnnými)[21].

Nejčteněji užívané jsou vzorce třetí generace, které kombinují optické rovnice s empirií. Pooperační hloubka přední komory je upravena nejen podle axiální délky oka, ale i podle zakřivení rohovky.

Odhadovaná pozice čočky (Effective Lens position = ELP) je dána součtem vzdáleností od vrcholu rohovky k přední ploše duhovky (anatomická hloubka přední komory) se vzdáleností od přední plochy duhovky k optickému centru umělé nitrooční čočky (Surgeon Factor = SF). Tento faktor je specifický pro každou nitrooční čočku. Holladayův vzorec právě vychází z odhadované pozice čočky. Retzlaff modifikoval Holladay I formuli a vytvořil vzorec SRK/T za použití A-konstanty (viz níže). Dalším teoretickým vzorcem je Hoffer Q, který používá ACD (Anterior Chamber Depth) konstantu [21].

Moderní vzorce dávají přesné výsledky pro axiální délky oka od 22 do 26 mm a centrální korneální mohutnosti od 40 do 47 dioptrií [18]. Speciální výpočty jsou nutné u pacientů, kteří prodělali refrakční chirurgické zákroky, nebo u dětí. Následující tabulka (tab. 3) ukazuje přehled užití vzorců pro různé axiální délky oka.

Axiální délka oka [mm]	Užití vhodného vzorce
21,99 - 22,00	Haigis, Holladay 2, Hoffer Q
22,00 - 25,99	Holladay 1, SRK/T, Hoffer q
25,99 - 28,00	Holladay 2, SRK/T
28,00 - 30,00	Holladay 2, Holladay 1

**Tab. 3** Výběr vhodného vzorce v závislosti na axiální délce oka [18]

Je-li délka oka v rozmezí 22,00 až 24,50 mm, lze použít pro výpočet tloušťky umělé nitrooční čočky vzorec [13]:

$$P = A - 2,5L - 0,9K \quad (8.1)$$

P	- tloušťka nitrooční čočky pro konečnou refrakci
A	- A- konstanta
L	- axiální délka oka (biometrie)
K	- tloušťka rohovky (keratometrie)

## 8.1 Formule SRK/T

Ve vzorci SRK/T vystupuje tzv. A - konstanta, která vyjadřuje zbytkovou chybu danou chirurgickou technikou a tvarem IOL. Tato konstanta byla empiricky odvozena a upravována výrobcí a chirurgy po dobu několika let. SRK/T formule se skládá z empirické optimalizace přepokládané pooperační hloubky přední komory, z vytvoření korekčního faktoru pro tloušťku sítnice a určení rohovkového refrakčního indexu. Tyto jednotlivé kroky byly vzájemně provázány. Dále je užita hypotéza, která předpokládá, že nitrooční pozice jakéhokoliv druhu IOL je v konstantní vzdálenosti od vypočítané roviny duhovky. Tato konstantní vzdálenost byla označena jako offset (kompenzace), později pak jako Surgeon Factor (SF) či A - konstanta [21].

Odhadována pooperační hloubka přední komory (ACD):

$$ACD_{odhadována} = H + A_{kons} \quad (8.2)$$

$ACD_{odhadována}$	- odhadovaná pooperační hloubka přední komory
H	- výška rohovky (vzdálenost mezi vrcholem rohovky a přední plochou duhovky)
$A_{kons}$	- A- konstanta (kompenzace)

$$offset = ACD_{kons} - 3,336 \quad (8.3)$$

$ACD_{kons}$	- konstantní hloubka přední komory
--------------	------------------------------------

ACD - konstanta pro určitý druh nitrooční čočky je hloubka přední komory u implantované IOL u průměrného oka. Tato hodnota je konstantní pro stanovený typ IOL. Naopak odhadovaná pooperační hloubka přední komory není konstantní a měří se v závislosti na oku měřeného pacienta výpočtem pomocí teoretické formule [21].

Hodnotu  $ACD_{kons}$  lze vypočítat z A - konstanty :

$$ACD_{kons} = 0,62467 \times A_{kons} - 68,747 \quad (8.4)$$

Tvorba korekčního faktoru pro tloušťku sítnice u vzorce SRK/T vychází z předpokladu, že fyziologická optická axiální délka oka je větší než axiální délka změřená ultrazvukem [21].

Rohovkový refrakční index se vypočítá z hodnoty poloměru zakřivení rohovky zjištěného keratometrem [21].

$$r = \frac{337,5}{K} \quad (8.5)$$

r - rohovkový refrakční index

K - poloměr zakřivení rohovky

U vzorce SRK/T byl stanoven refrakční index rohovky o velikosti 1,333 [21].

## **9. PRAKTICKÁ ČÁST**

### **9.1 Cíl studie**

Praktická část prospektivní studie byla realizována na oční klinice Gemini ve Zlíně. Hlavním cílem bylo hodnocení operace katarakty z hlediska přesnosti výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky, která hraje důležitou roli v celkové refrakci optického systému oka. V průběhu bakalářské práce byly provedeny dva hlavní výzkumy :

1. Úkolem prvního výzkumu bylo porovnání axiální délky oka (AL) měřenou optickou a akustickou (kontaktní) biometrií a stanovení vzájemné korelace obou technik.
2. Cílem druhého výzkumu bylo u souboru pacientů srovnat stupeň vizu (zrakové ostrosti bez korekce) do dálky před operací katarakty a po implantaci umělé nitrooční čočky.

### **9.2 Statistické zpracování dat**

Porovnávání dvou závislých veličin se provádí tehdy, chceme-li zhodnotit relativní shodu mezi oběma metodami, které měří stejnou biomedicínskou veličinu. V praktické části byly použity testy na ověření normality, neparametrické párové testy a korelační test. Dále byla použita základní popisná statistika (medián, kvantil, průměr). Pro všechny testy byla stanovena hladina významnosti  $\alpha=0,05$ .

Statistické a grafické zpracování dat bylo zpracováno v programu Statistika Cz 9.0 v licenci Masarykovy university - Lékařské fakulty.

#### **9.2.1 Testy normality**

Před provedením statistické analýzy, kdy hledáme vzájemnou statistickou významnost a korelaci souboru dat, je důležité uvědomit si, zda porovnáváme data z normálního nebo jiného rozložení. U vstupních dat jsme nejprve otestovali normalitu pomocí Shapirova-Wilkovova, Kolmogorovova-Smirnova a Lillieforsova testu. Ke grafickému znázornění rozložení dat byl použit Q-Q graf (Quantile-Quantile graf). Při zamítnutí nulové hypotézy o normalitě rozložení pozorovaných dat aplikujeme neparametrické testy.

### *Kolmogorovův – Smirnovův test (K-S test)*

Test je založený na výpočtu suprema vzdálenosti empirické a teoretické distribuční funkce a jeho následném porovnání s kritickou hodnotou Kolmogorova-Smirnova testu  $D_n \alpha$ . Testuje se hypotéza, která tvrdí, že náhodný výběr  $x_1, \dots, x_n$  pochází z rozložení s distribuční funkcí  $\Phi(x)$  a  $F_n x$  je výběrová distribuční funkce. Testovou statistikou je statistika [28]:

$$D_n = \sup_{-\infty < x < \infty} |F_n x - \Phi(x)| \quad (9.1)$$

Nulovou hypotézu zamítáme na hladině významnosti  $\alpha$ , když  $D_n \geq D_n \alpha$ , kde  $D_n \alpha$  je tabelovaná kritická hodnota.

### *Lillieforsův test*

Lillieforsův test je určen pro testování normality dat a funguje na stejném principu jako předchozí Kolmogorovův - Smirnovův test (tzn. porovnává teoretické distribuční funkce s výběrovou distribuční funkcí). Na rozdíl od K-S testu, kdy musela být předpokládána (teoretická) distribuční funkce plně definována, můžeme zde parametry  $\mu$  a  $\sigma$  odhadnout pomocí výběrových odhadů  $\bar{x}$  a  $s$ . Pro malá  $n$  použijeme přesnou kritickou hodnotu z tabulky kritických hodnot Lillieforsova testu, pro velká  $n$  lze použít přibližnou, asymptoticky platnou hodnotu  $\frac{0,89}{\sqrt{n}}$  pro  $\alpha = 0,05$ , resp. hodnotu  $\frac{1,04}{\sqrt{n}}$  pro  $\alpha = 0,01$  [31].

### *Shapirův – Wilkův test (S-W test)*

S-W test testuje nulovou hypotézu ( $H_0$ ), že náhodný výběr  $x_1, \dots, x_n$  pochází z normálního rozdělení s blíže nespecifikovanými parametry  $N(\mu, \sigma^2)$ . Test zamítá nulovou hypotézu, jestliže je p-hodnota nižší nebo rovna zvolené hladině významnosti ( $\alpha = 0,05$ ) a platí tzv. alternativní hypotéza ( $H_1$ ). V takovém případě lze tvrdit, že testovaná data s 95% spolehlivostí neodpovídají normálnímu rozdělení. Tento test je založen na zjištění, zda se body sestrojeného kvantil-kvantilového grafu (Q-Q graf) významně liší od regresní přímky proložené těmito body [28],[29].

### *Kvantil – kvantil graf (Q-Q graf)*

Pro grafické znázornění, zda data pocházejí z nějakého známého rozložení, slouží Q-Q graf. Konstrukce Q-Q grafu probíhá tak, že na vodorovnou osu vyneseme kvantily  $u_{\alpha_j}$  a na svislou osu vynášíme seřazené hodnoty vzestupně podle velikosti  $x_1, \dots, x_n$ .

$$\alpha_j = \frac{j - r_{adj}}{n + n_{adj}} \quad (9.2)$$



Veličiny  $r_{adj}$  a  $n_{adj}$  jsou korigující faktory ( $\leq 0,5$ ) nesoucí implicitní hodnoty  $r_{adj} = 0,375$  a  $n_{adj} = 0,25$ . V případě, že jsou některé hodnoty  $x_1 \leq \dots \leq x_n$  shodné, za  $j$  bereme průměrné pořadí odpovídající této skupince. Body  $(x_j; x_j)$  metodou nejmenších čtverců proložíme přímkou. Čím méně se body odchyľují od této přímky, tím je lepší soulad mezi empirickým a normálním rozdělením [20],[29].

## 9.2.2 Neparametrické pořadové testy

### *Willcoxonův párový test*

Wilcoxonův párový test testuje nulovou hypotézu ( $H_0$ ), že medián diferencí porovnávaných vstupních hodnot  $X_1, \dots, X_n$  a  $Y_1, \dots, Y_n$  je roven nule, vůči oboustranné alternativní hypotéze ( $H_1$ ). Počítá rozdíl mezi každým souborem dvojic a následně tyto rozdíly analyzuje. Nejdříve postupujeme tak, že jsou absolutní hodnoty nenulových diferencí mezi vstupními daty seřazeny vzestupně. Dále spočteme součet pořadí kladných ( $W^+$ ) a součet pořadí záporných ( $W$ ) rozdílů. Nyní vybereme menší hodnotu ( $S$ ) a na dané hladině významnosti ( $\alpha = 0,05$ ) zjistíme z tabulek kritickou hodnotu ( $K$ ) pro  $n$  pozorování. Je-li  $K$  menší než  $S$  ( $K < S$ ), nulová hypotéza se zamítá a lze tvrdit, že mezi porovnanými vstupními hodnotami je významný statistický rozdíl [20].

## 9.2.3 Korelační koeficient

### *Spearmanův korelační koeficient*

Spearmanův korelační koeficient využívá pořadí vstupních dat ordinálního typu uspořádaných podle velikosti při zjišťování závislosti (korelace) obou znaků. Lze jej definovat [30]:

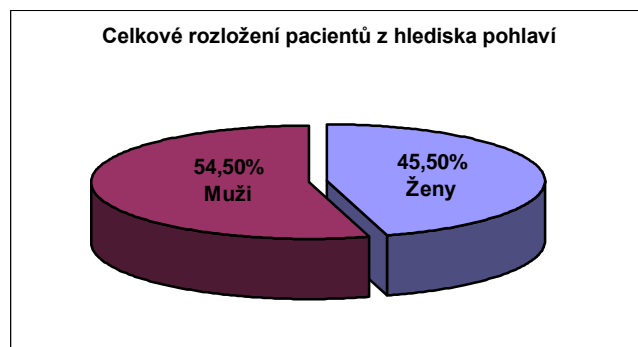
$$r_{XY}^{(S)} = 1 - \frac{6}{n(n^2 - 1)} \sum_{i=1}^n (R_i - Q_i)^2, \quad (9.3)$$

kde  $R_1, \dots, R_n$  jsou pořadí náhodných vstupních veličin  $X_1, \dots, X_n$  a podobně  $Q_1, \dots, Q_n$  jsou pořadí náhodných veličin  $Y_1, \dots, Y_n$ . Výraz pro  $r_{XY}^{(S)}$  je vlastně obyčejný výběrový korelační koeficient počítaný od pořadí  $R_i, Q_i$  místo z původních hodnot náhodných veličin  $X_i, Y_i$ . Nulová hypotéza (nezávislost) se zamítá, je-li hodnota  $|r_{XY}^{(S)}|$  příliš velká. Spearmanův korelační koeficient může nabývat hodnot z intervalu  $\langle -1, 1 \rangle$ . Hodnoty korelačního koeficientu blízké nule naznačují, že pořadí jsou náhodně zpřeházená a mezi sledovanými veličinami není závislost [30],[31].

### 9.3 Charakteristika souboru pacientů

Do výzkumu bylo zařazeno 200 nepárových očí pacientů, kteří byli operováni v oční klinice Gemini na kataraktu. Část pacientů ve studii byla změřena autorem bakalářské práce (pouze optický biometr), zbylí pacienti byli vyšetřeni a operováni jedním týmem lékařů. Při operaci byla všem pacientům implantována multifokální nitrooční čočka (MIOL). Podmínkou pro zařazení pacientů do výzkumu bylo, aby netrpěli oční komorbiditou, (onemocněním sítnice, diabetes mellitus aj.) která může ovlivnit výslednou zrakovou ostrost (výslednou refrakci). Výběr pacientů do bakalářské práce byl zcela náhodný.

Průměrné věkové zastoupení pacientů ve studii bylo 63 let (min. 33 let, max. 90 let). Z toho muži 54,50% (109 pacientů) a ženy 45,50% (91 pacientů).



Obr. 12 Grafické znázornění rozložení pacientů

Z celého souboru pacientů byly udělány dvě výzkumné skupiny :

*Výzkum č. 1:* zahrnuje soubor 200 nepárových očí, u nichž byla změřena axiální délka oka pomocí akustické biometrie a optické biometrie. Měření optické biometrie proběhlo u všech pacientů na přístroji IOL - Master od firmy Carl Zeiss. Měření akustické biometrie bylo provedeno kontaktní metodou A-scan na přístroji OcuScan od firmy Alcon.

*Výzkum č. 2:* tvoří soubor 143 nepárových očí, u nichž byl změřen vizus do dálky před operací katarakty a následně dva měsíce po operaci, kdy měl být vizus ustálený. Měření axiální délky oka a keratometrie proběhlo na optickém (IOL – Master) i akustickém (A-scan - OcuScan) biometru.

## 10. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

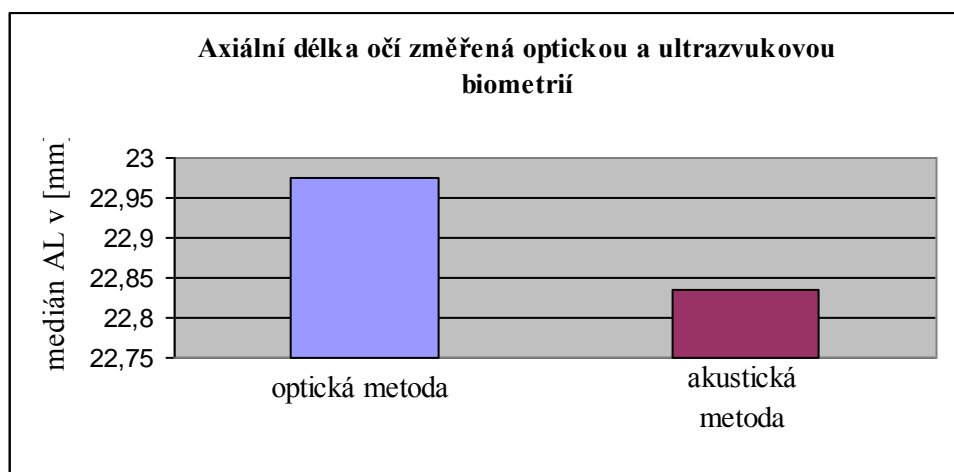
### 10.1 Výzkum č. 1

Soubor obsahoval 200 nepárových očí měřených akustickou a optickou biometrií. Testy na ověření normality (Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov a Lilliefors) prokázaly nerovnoměrné rozložení dat ( $p < 0,05$ ). Grafické zobrazení nerovnoměrného rozložení je reprezentováno Q-Q grafem (obr.13, 14). Z toho důvodu byla aplikována neparametrická statistika a byl použit párový Willcoxonův test. Dále byl pro určení vzájemného stupně korelace použit Spearmanův korelační koeficient.

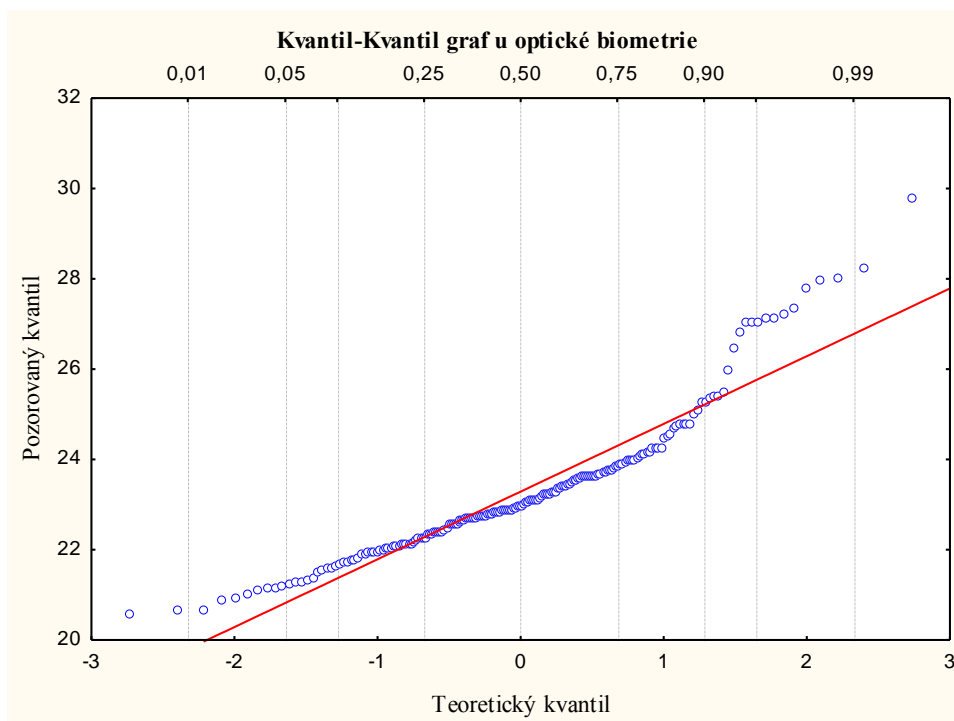
V souboru 200 očí byl naměřen medián optické biometrie 22,97 mm (min. 20,60 mm a max. 29,80 mm). Medián akustické biometrie činil 22,83 mm (min. 20,64 mm a max. 30,09 mm). Více popisné statistiky viz tab. 4.

Základní popisné statistiky biometrických měření v [mm]		
	Optická biometrie	Akustická biometrie
Průměr	23,28	23,14
Medián	22,97	22,83
Směrodatná odchylka	1,56	1,55
Minimální hodnota	20,60	20,64
Maximální hodnota	29,80	30,09
Dolní kvartil	22,27	22,16
Horní kvartil	23,86	23,73

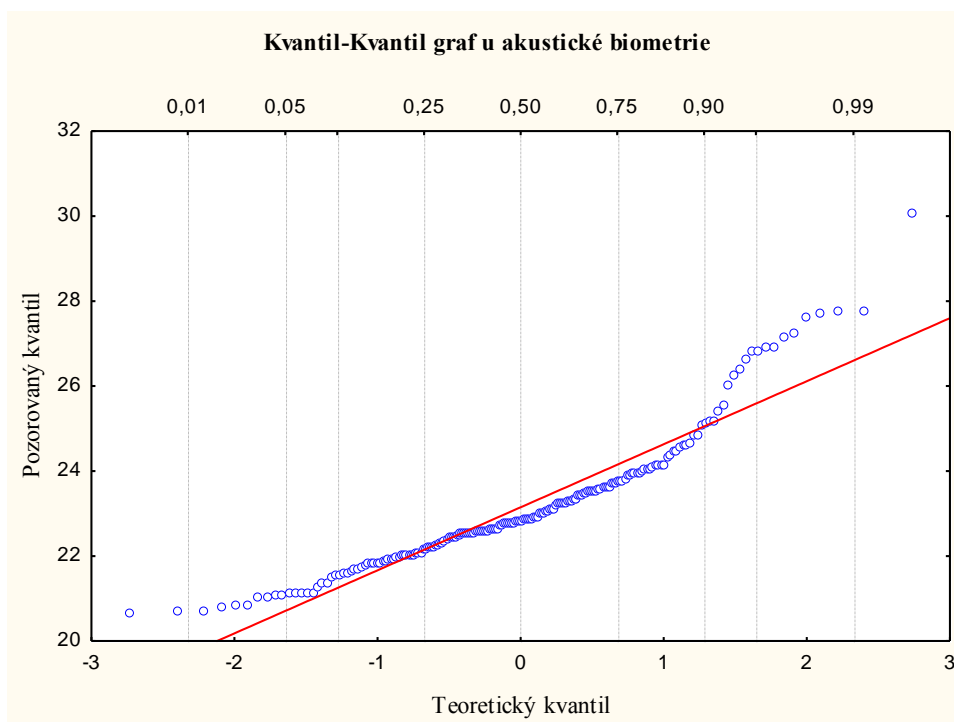
Tab. 4 Souhrn základních popisných statistik optické a akustické biometrie



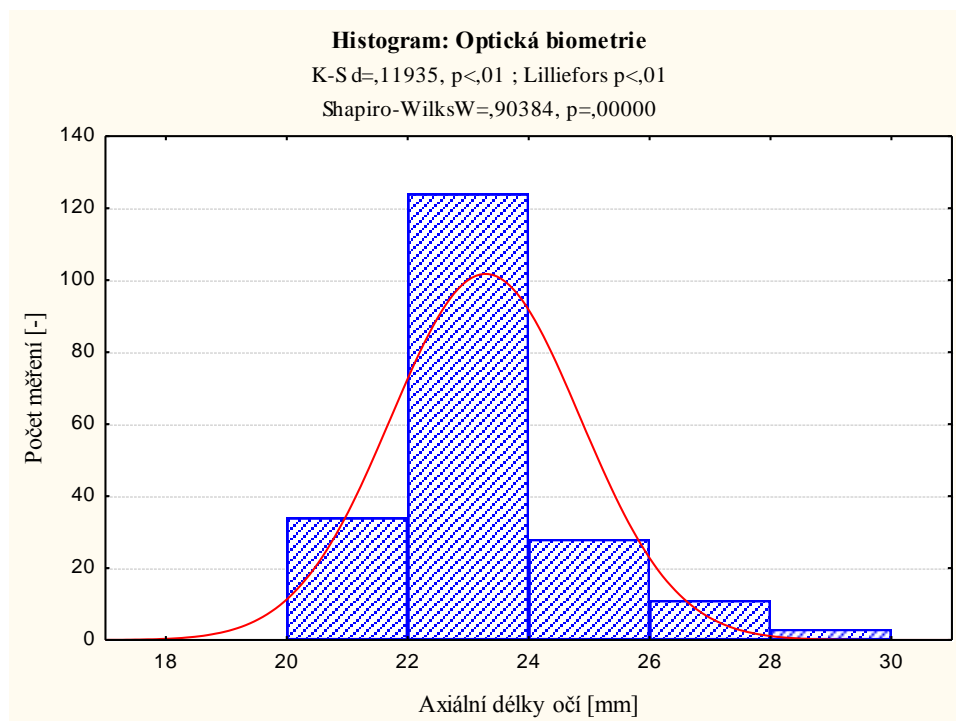
Obr. 13 Celkové srovnání axiální délky oka změřené optickou a akustickou biometrií studovaného oboru



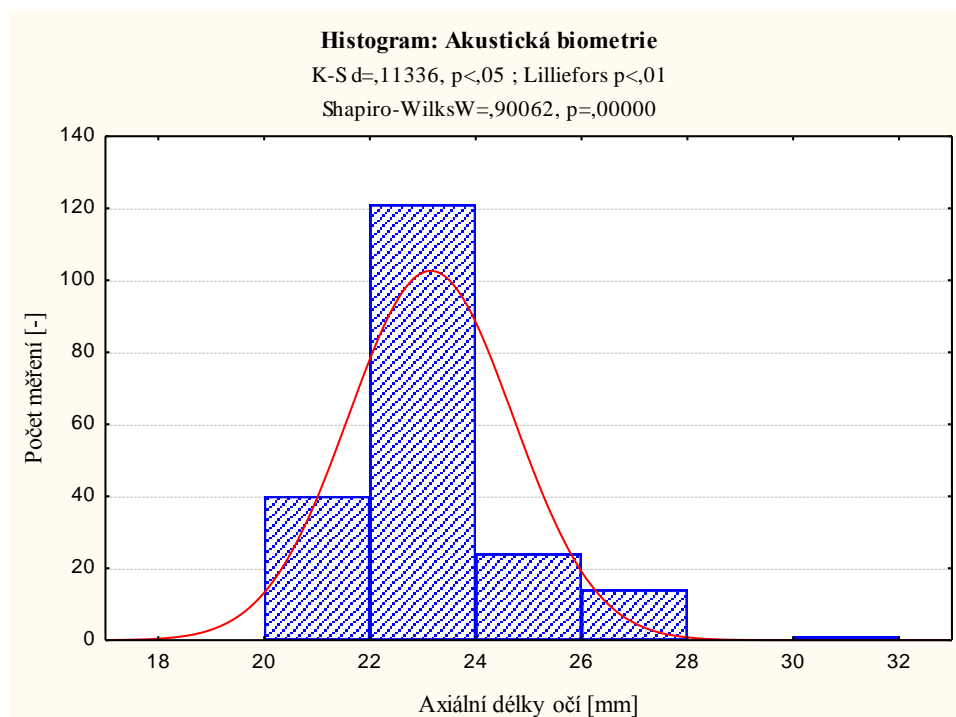
**Obr. 14** Grafické zobrazení nerovnoměrného rozložení u optické biometrie



**Obr. 15** Grafické zobrazení nerovnoměrného rozložení u akustické biometrie



**Obr. 16** Histogram rozložení četností axiální délky očí změřené optickou biometrií



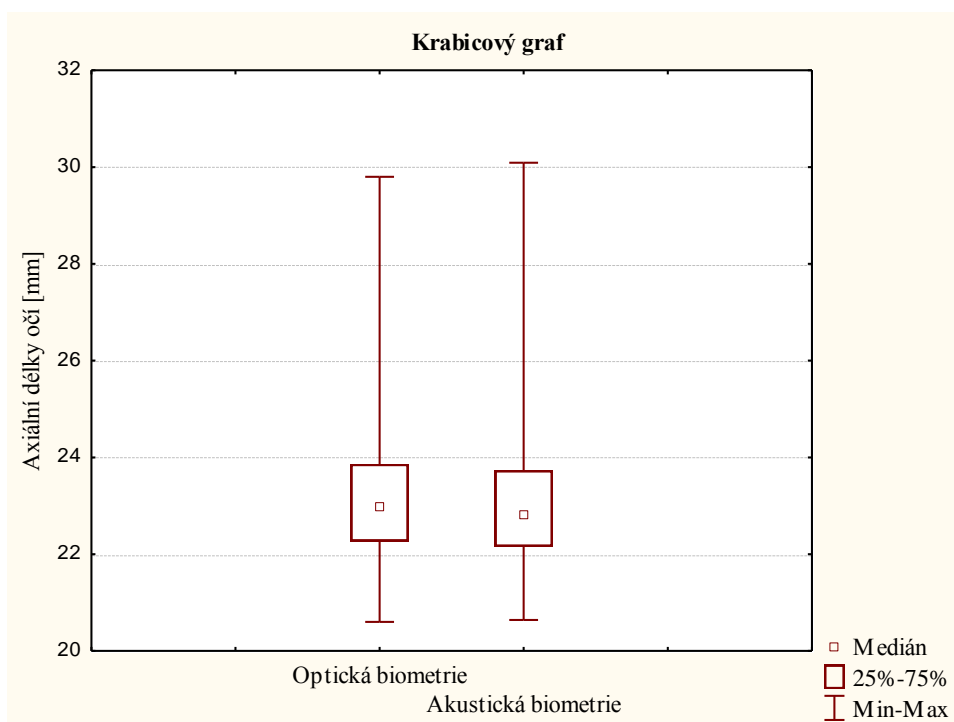
**Obr. 17** Histogram rozložení četností axiální délky očí změřené akustickou biometrií

Dále byly testovány hypotézy:

$H_0$  : Mezi ultrazvukovou a optickou metodou není významný statistický rozdíl

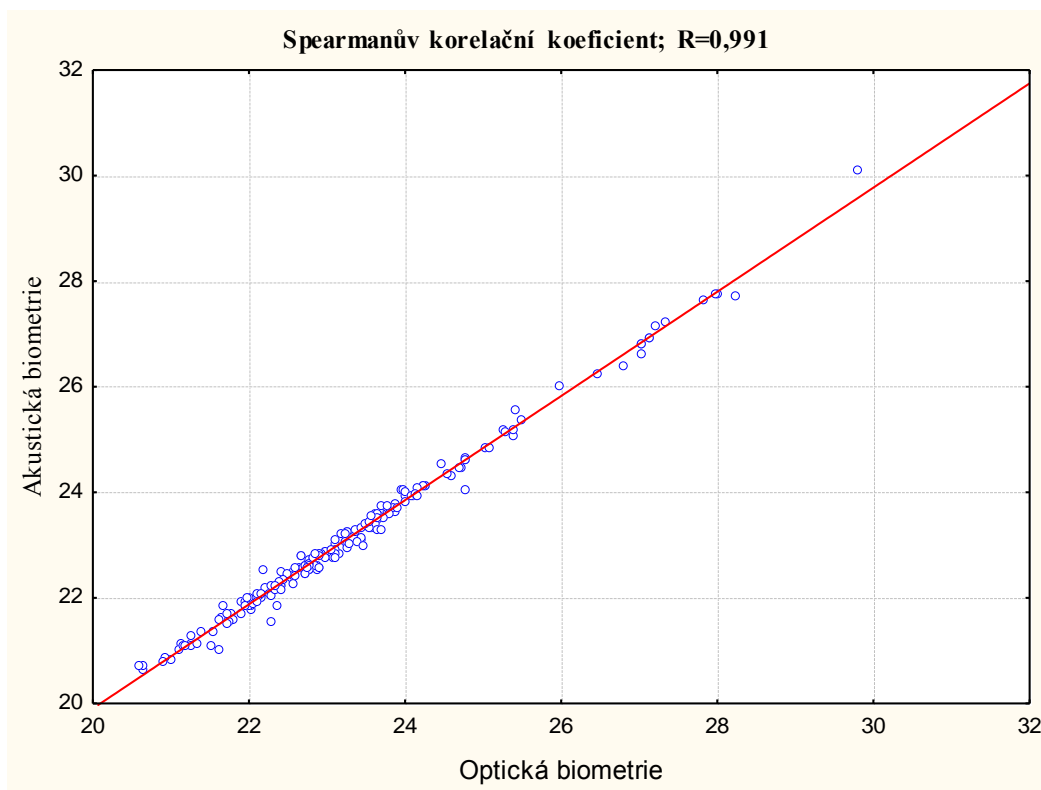
$H_1$  : Rozdíl mezi oběma metodami je statisticky významný

Testováním souboru dat pomocí Wilcoxonova párového testu jsme zamítli hypotézu  $H_0$  (Wilcoxonův párový test,  $p = 9,14 \times 10^{-26} \Rightarrow p < 0,05$ ) a lze potvrdit, že rozdíl mezi oběma technikami je statisticky významný, i když grafickou konstrukcí krabicového grafu (graf č. 6) se přes širokou variabilitu dat mediány významně neliší.



**Obr. 18** Krabicový graf rozložení četností axiální délky očí změřené optickou a akustickou biometrií

Pro vyjádření vzájemné korelace mezi oběma biometrickými metodami byl vyjádřen neparametrický Spearmanův korelační koeficient  $r = 0,991$ , který je vysoký a dokazuje vzájemnou korelaci a možnost nahrazení metod optické a ultrazvukové biometrie. Grafická demonstrace vzájemné korelace je vyjádřena křivkou lineární regrese (obr.18).



**Obr. 19** Grafické vyjádření korelace mezi optickou a akustickou biometrií

## 10.2 Výzkum č. 2

Soubor tvořilo celkem 143 nepárových očí, u nichž byla vypočtena optická mohutnost umělé nitooční čočky pomocí vzorce SRK/T. Vyšetření subjektivního vizu před operací i po ní bylo bez korekce. Výpočet mohutnosti IOL byl počítán na výslednou emetropickou čočku, aby nebyla potřeba další korekce (tedy výsledný stupeň vizu 1,00). Hodnoty vizu jsou zapsány v decimální jednotce (min. 0,10 a max. 1,00). Dále se pacienti před operací podrobili biometrickému měření (otpickou i akustickou biometrií) a keratometrií (optickou i akustickou metodou). Hodnoty keratometrie jsou v dioptriích a udávají řez rohovkou ve vertikálním i horizontálním směru (K1, K2).

Testy na prokázání normality (Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov a Lilliefors) zamítly hypotézu o normálním rozložení dat ( $p < 0,05$ ). Grafické vyjádření je pomocí Q-Q grafu (obr.19, 20). Z neparametrické statistiky byl použit znaménkový test a párový Wilcoxonův test.

Medián axiální délky oka pacientů u optické biometrie byl 23,10 mm (min. 20,65 mm a max. 28,24 mm) a u metody akustické činil 22,87 mm (min. 20,64 mm a max. 27,76 mm). Průměrná hodnota axiální délky oka u optické biometrie byla 23,28 mm a u metody akustické 23,14 mm. Více popisné statistiky viz tab. 5.

Základní popisné statistiky biometrických měření v [mm]		
	Optická biometrie	Akustická biometrie
Průměr	23,28	23,14
Medián	23,10	22,87
Směrodatná odchylka	1,48	1,45
Minimální hodnota	20,65	20,64
Maximální hodnota	28,24	27,76
Dolní kvartil	22,34	22,19
Horní kvartil	23,79	23,71

**Tab. 5** Souhrn základních popisných statistik optické a akustické biometrie



Medián naměřené keratometrie u optické metody ve vertikální ose činí  $K1 = 43,16$  D a v ose horizontální  $K2 = 44,10$  D. Medián keratometrie u akustické metody ve vertikální ose byl  $K1 = 43,25$  D a v ose horizontální  $K2 = 44,00$  D. Průměrné hodnoty keratometrie u optické metody byly  $K1 = 43,12$  D a  $K2 = 44,08$  D a u metody akustické činily  $K1 = 42,94$  D a  $K2 = 44,18$  D.

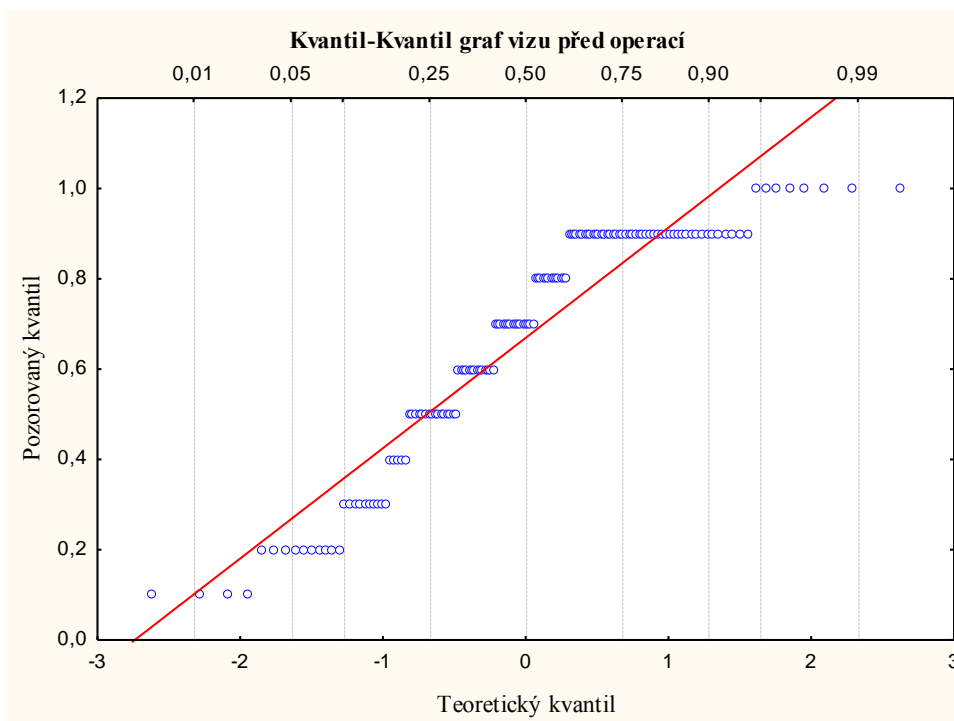
<b>Základní popisné statistiky naměřené keratometrie v [D]</b>				
	<b>Keratometrie měřená optickou metodou</b>		<b>Keratometrie měřená akustickou metodou</b>	
	<b>K1</b>	<b>K2</b>	<b>K1</b>	<b>K2</b>
Průměr	43,12	44,08	42,94	44,18
Medián	43,16	44,10	43,25	44,00
Směrodatná odchylka	1,50	1,63	2,60	2,94
Minimální hodnota	37,49	38,28	17,25	38,75
Maximální hodnota	47,02	48,60	47,50	73,50
Dolní kvartil	42,14	43,07	42,00	43,00
Horní kvartil	44,24	45,18	44,25	45,25

**Tab. 6** Souhrn základních popisných statistik optické a akustické keratometrie

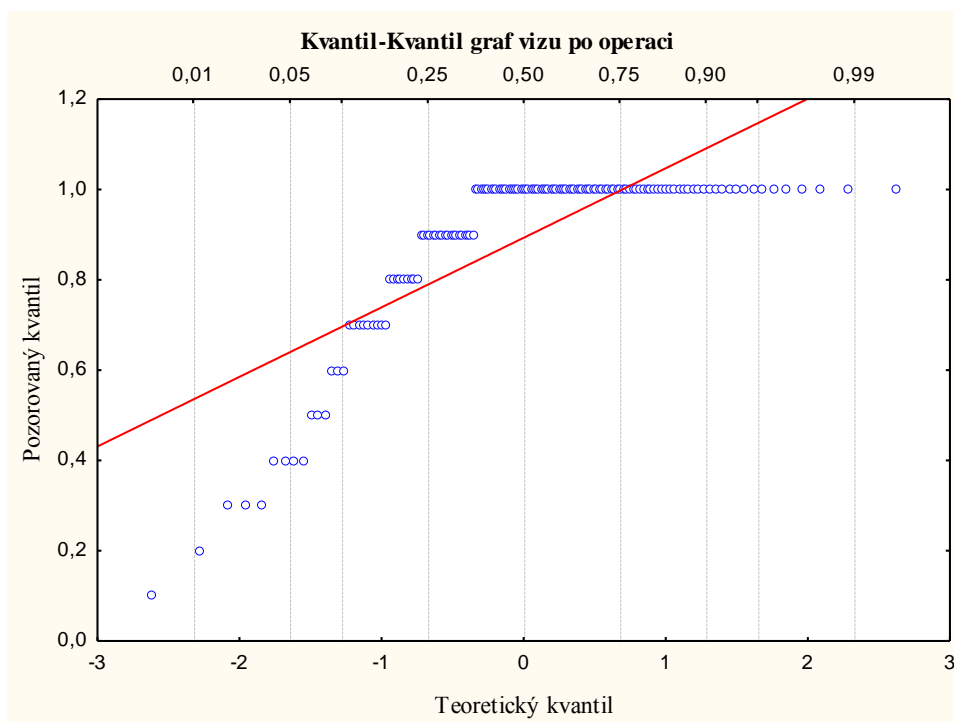
Medián vizu před operací byl 0,70 (min. 0,10 ; max. 1,00) a po operaci 1,00 (min. 0,10 a max. 1,00). Průměrná hodnota vizu před operací činila 0,66 a po operaci 0,89.

<b>Základní popisné statistiky naměřeného vizu u pacientů v decimální soustavě</b>		
	<b>Vizus před operací</b>	<b>Vizus po operaci</b>
Průměr	0,66	0,89
Medián	0,70	1,00
Směrodatná odchylka	0,26	0,19
Minimální hodnota	0,10	0,10
Maximální hodnota	1,00	1,00
Dolní kvartil	0,50	0,90
Horní kvartil	0,90	1,00

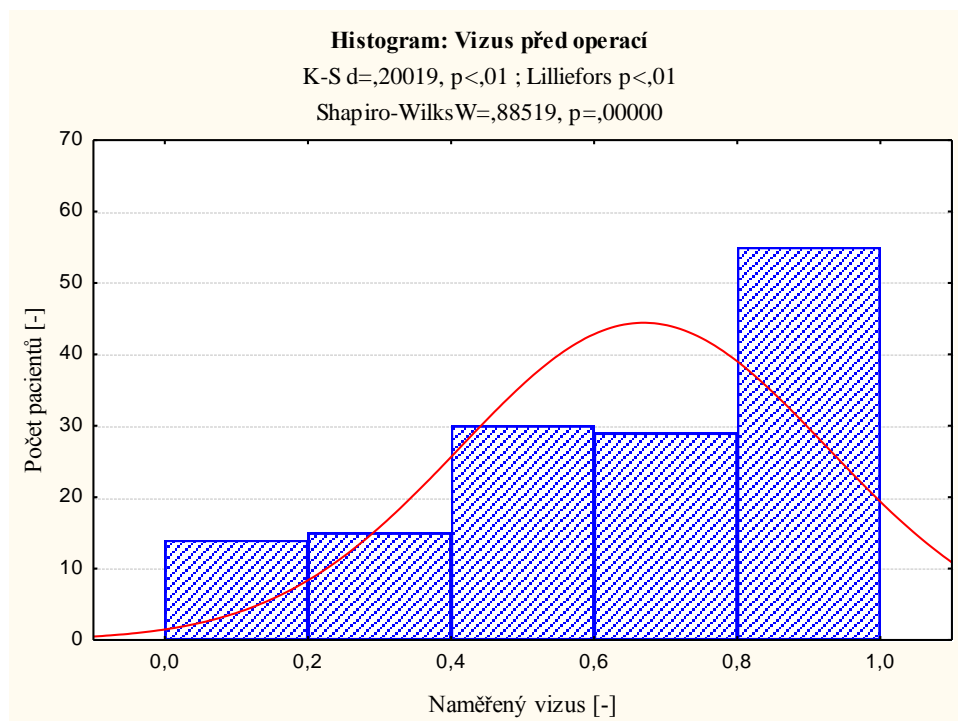
**Tab. 7** Souhrn základních popisných statistik vizu před operací a po ní



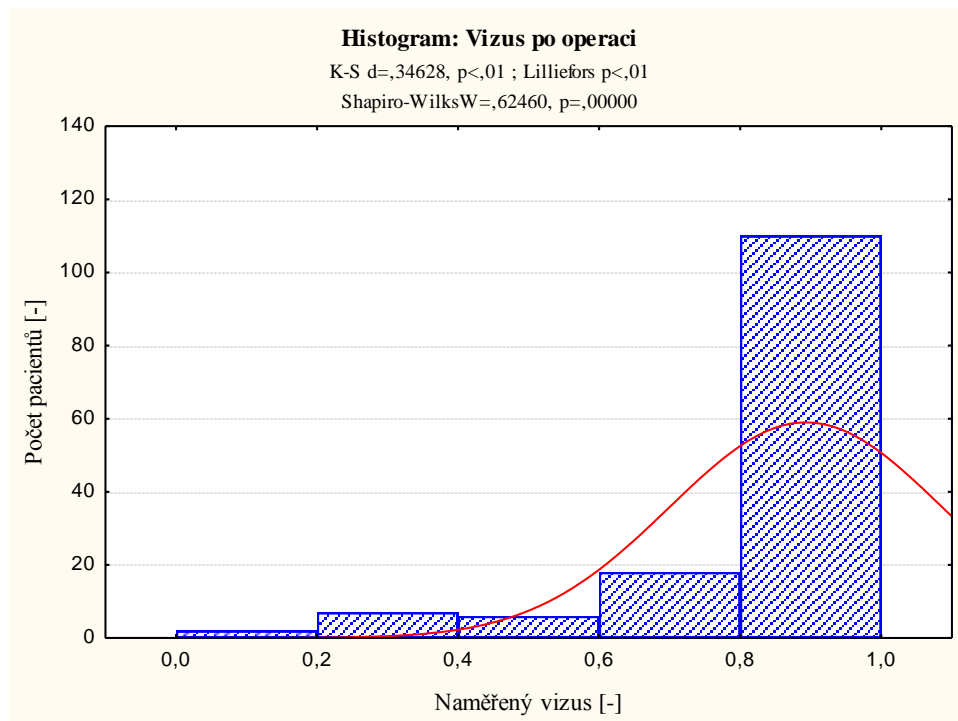
**Obr. 20** Grafické zobrazení nerovnoměrného rozložení naměřeného vizu před operací



**Obr. 21** Grafické zobrazení nerovnoměrného rozložení naměřeného vizu po operaci



**Obr. 22** Histogram rozložení četností naměřených vizů před operací



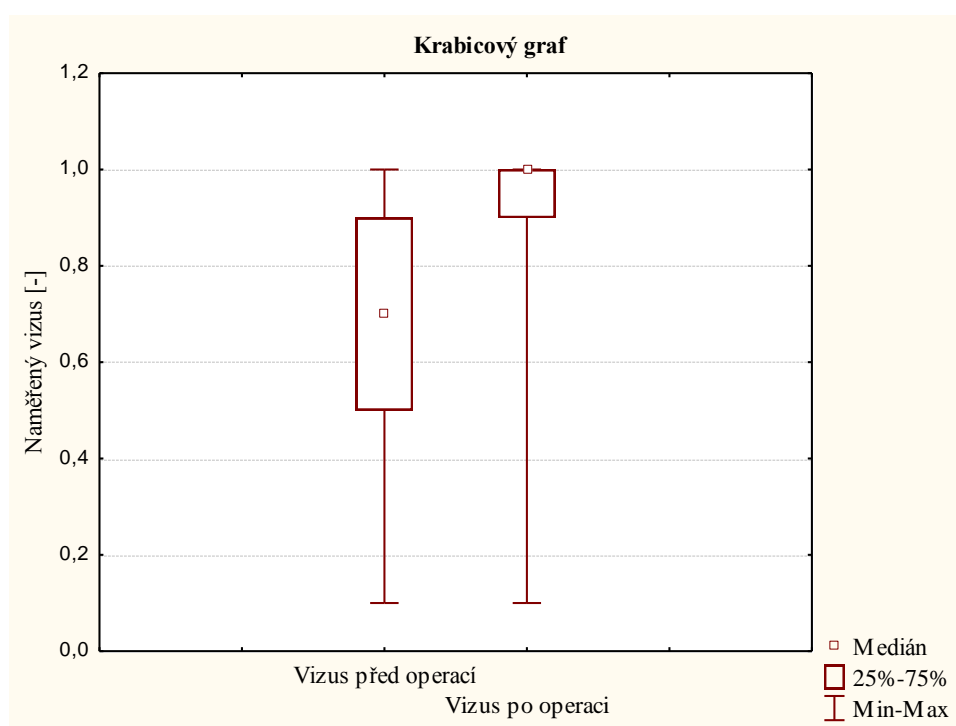
**Obr. 23** Histogram rozložení četností naměřených vizů po operaci

Dále byly testovány hypotézy:

$H_0$  : Mezi stupněm vizu před operací a po ní není významný statistický rozdíl

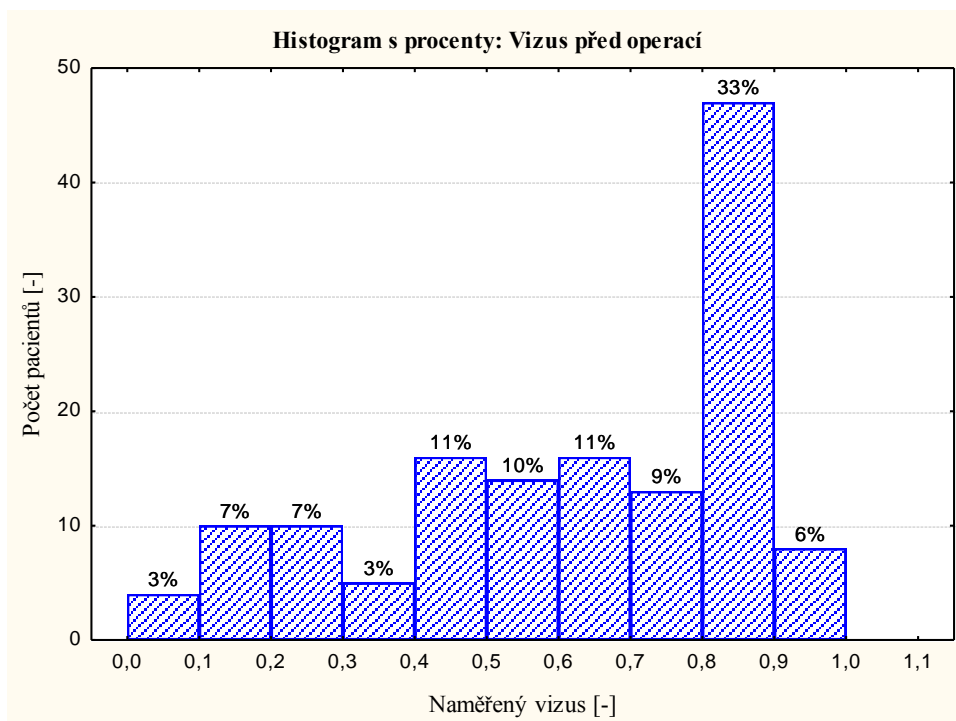
$H_1$  : Rozdíl mezi stupněm vizu před operací a po ní je statisticky významný

Testovanou hypotézu  $H_0$  pomocí párového znaménkového testu (znaménkový test,  $p = 8,97 \times 10^{-18} \Rightarrow p < 0,05$ ) a Wilcoxonova testu (Wilcoxonův test,  $p = 9,49 \times 10^{-16} \Rightarrow p < 0,05$ ) zamítáme, jelikož obě p-hodnoty byly významně nižší než stanovená hladina významnosti ( $\alpha=0,05$ ). S 95% hladinou spolehlivosti byl u testovaných dat prokázán statistický rozdíl mezi stupněm vizu před operací a po ní. Výsledky lze znázornit graficky (obr.23) pomocí krabicového grafu.

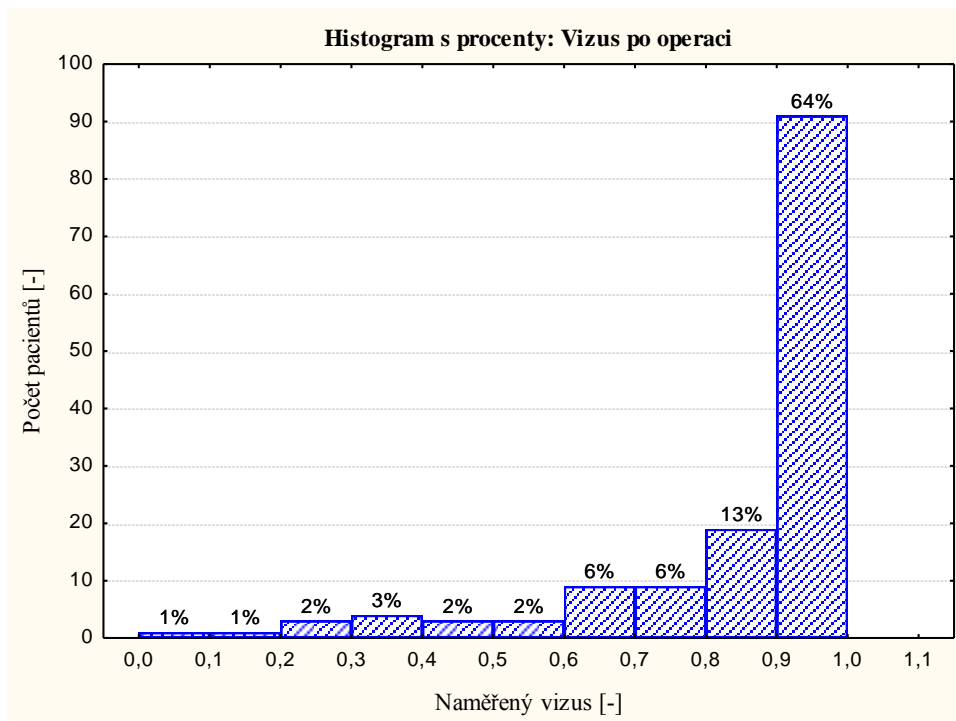


**Obr. 24** Krabicový graf rozložení četností naměřeného vizu před operací i po ní

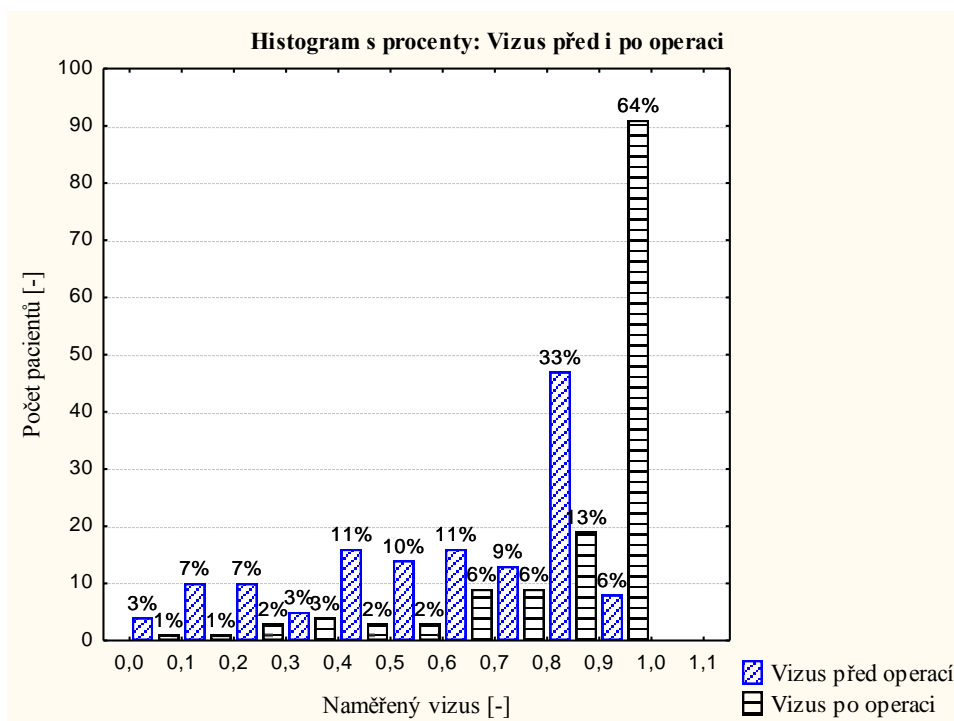
Statisticky významný rozdíl vizu před operací a po ní lze také prezentovat na histogramech s procentuálním zobrazením (obr. 24, 25, 26). Z grafu je patrné, že výsledný vizus 1,00 dosáhlo 64% operovaných pacientů. U většiny pacientů se po operaci vizus zlepšil, což dokazuje přesnou dioptrickou hodnotu vypočítané IOL pomocí vzorce SRK/T.



**Obr. 25** Procentuální histogram rozložení četností naměřených vizů před operací



**Obr. 26** Procentuální histogram rozložení četností naměřených vizů po operaci



**Obr. 27** Procentuální histogram rozložení četností naměřených vizů před operací i po ní

# 11. DISKUZE

## 11.1 Diskuze k prvnímu výzkumu

Statisticky testovaná vstupní data v prvním výzkumu získaná z optické a akustické biometrie prokázala (podle Wilcoxonova párového testu) statisticky významný rozdíl mezi oběma technikami. Dle testu je patrné, že medián diferencí porovnávaných vstupních hodnot není nulový. I přes tento statisticky významný rozdíl byl spočten Spearmanův korelační koeficient  $R=0,991$ , který je vysoký, a lze potvrdit možnost zastoupení obou biometrických metod. Dle průměrných hodnot optické metody (23,28 mm) a akustické metody (23,14 mm) pozorujeme větší naměřenou axiální délku u techniky kontaktní. Rozdíl těchto průměrů činí 0,14 mm.

Tímto výsledkem můžeme potvrdit teoretický základ (viz Kapitola 8, Biometrie oka), že při kontaktní biometrii, kdy se sonda dotýká povrchu rohovky, dochází k jejímu stlačení. V důsledku této komprese získáme kratší hodnotu axiální délky oka, která může vést k nepřesnému výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky.

Kontaktní akustické biometry provádí opakované měření a výstupní hodnotou je aritmetický průměr naměřených axiálních délek oka. Díky této metodě lze eliminovat chyby vznikající aplanací rohovky. Další způsob minimalizace chyby je tzv. technika on-and-off, kdy se sonda lehce dotkne vrcholu rohovky a po změření (samotné měření je doprovázeno zvukovými signály) se ihned oddálí. Důležitá je také spolupráce pacienta, která rovněž ovlivňuje výsledky měření. V neposlední řadě hraje roli ve výsledku naměřených hodnot personál, který obsluhuje biometr. Musí udržovat správnou polohu ultrazvukové sondy (šíření UZ signálu musí být ve směru osy vidění) a kontrolovat špičku sondy, zda je suchá. Chybě, která vzniká při kompresi rohovky, lze také zabránit užitím imerzní techniky, kde UZ sonda je v kontaktu s rohovkou skrz předsádku naplněnou imerzním roztokem. Tato technika je vhodná při biometrii krátkých očí [21]. Dále předsádka omezuje pohyb pacienta (především mrkání), což je výhoda u neklidných pacientů. V neposlední řadě je nutné zmínit i komfort pacienta, který je omezen z důvodů aplikace imerzního roztoku (umělé slzy, methylcelulosa) na přední část oka.

Srovnáním obou technik biometrického měření lze dospět k závěru, že obě metody mají své pro a proti a nelze upřednostňovat jednu techniku před druhou. Například u kontaktní akustické techniky je třeba dbát na sterilitu vyšetřovací sondy, její nedodržení může být příčinou přenosu infekčních nemocí. Rozlišovací schopnost optické biometrie je 0,01 mm a je o jeden řád vyšší než u metody akustické [21]. Optická biometrie provádí vždy měření podél osy vidění (nutno upozornit pacienta, aby sledoval fixační světlo). Vysoké refrakční chyby, průměr pupily nebo stav akomodace oka neovlivňují výsledky měření axiální délky oka. Nejvýznamnější komplikace měření u optické biometrie vznikají při změně transparentnosti tkáně, (rohovky, čočky, při nahrazení sklivce silikonovým olejem) kvůli níž nastává pohlcování infračerveného paprsku a měření nelze provést. V takové situaci je třeba mít k dispozici ultrazvukovou biometrii.

Přesnost biometrického měření hraje důležitou roli ve stanovení optické mohutnosti nitrooční čočky. Obecně platí, že chyba o velikosti 0,3 mm při měření axiální délky oka způsobí chybu ve výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky o velikosti přibližně 1 D. Taková chyba vede k odchylce v pooperační refrakci přibližně o 0,66 D [21].

Nejpřesnějších hodnot při měření axiální délky oka lze dosáhnout, je-li pacient vyšetřen před operací katarakty na optickém a poté na akustickém biometru. Vyšetřující lékař může

porovnat obě naměřené hodnoty axiální délky oka a v případě jejich shody (myšleno ve smyslu, že rozdíl obou hodnot by neměl překročit dle této studie 0,14 mm) lze vyloučit chybu při měření. Při výrazném překročení těchto rozdílů by mělo být měření zopakováno. Nejmodernější optické biografie (např. ALLEGRO BioGraph od firmy WaveLight) obsahují program, který kontroluje správnost naměřené hodnoty (tzn. zda je hodnota validní).

## 11.2 Diskuze k druhému výzkumu

Ve druhé studii byl medián naměřených hodnot stupně vizu do dálky 0,7 a po operaci činil 1,00. Průměrná hodnota stupně vizu do dálky před operací byla 0,66 a po operaci činila 0,89. Statistické testování obou stupňů vizu prokázalo dle znaménkového a Wilcoxonova testu statisticky významný rozdíl a lze tvrdit, že na 95% hladině významnosti je prokazatelný rozdíl naměřeného stupně vizu u pacientů před operací a po ní. Toto tvrzení lze konstatovat při pohledu na krabicový graf (obr. 23), kde je jednoznačně patrný rozdíl mediánů. Znaménkový test ukázal, že přibližně u 78% pacientů došlo k celkovému zlepšení stupně vizu. U 12% pacientů zůstal vizus stejný jako před operací a přibližně u 10% pacientů se vizus zhoršil. Výsledný chtěný stupeň vizu 1,00 dosáhlo 64% pacientů (viz obr. 26, 27). Důvodem, že všichni pacienti nedosáhli výsledný vizus 1,00, by mohlo být, že někteří trpěli kataraktou i na druhém oku nebo ještě neměli ustálený vizus (ustálení vizu po operaci šedého zákalu se uvádí přibližně tři měsíce, pacienti byli podrobeni výzkumu po dvou měsících od operace, kdy přišli na kontrolu). Z toho plyne, že přibližně 36% pacientů mělo vizus v intervalu od 0,10 do 0,90 a asi 11% pacientů mělo vizus pod hranicí 0,60. Všichni pacienti měli vypočítanou velikost dioptrií IOL vzorcem SRK/T (kap. 8.1). Podle průměrné axiální délky očí operovaných pacientů (biometrie optická – 23,28 mm a akustická – 23,14) lze z tabulky v teoretické části (tab. 3) potvrdit správnost vybraného vzorce.

Jednou z nejdůležitějších hodnot pro přesný výpočet optické mohutnosti umělé nitrooční čočky je správně naměřená axiální délka oka a zakřivení rohovky (keratometrie). V neposlední řadě hraje taky roli zkušenost operátora a jeho finální rozhodnutí o dioptrické hodnotě IOL z hlediska předoperačních výsledků a celkové anamnézy pacienta. Dále mohou vzniknout chyby při měření na přístroji, který není kalibrován. Moderní přístroje (např. ALLEGRO BioGraph od firmy WaveLight) po určitém počtu změřených pacientů samy upozorní na nutnost provedení kalibrace.

Dále je třeba dávat pozor na vhodně zvolený vzorec pro výpočet optické mohutnosti IOL u velmi krátkých (< 22 mm) nebo velmi dlouhých (> 28 mm) očí. Chyby vzniklé z hlediska axiální délky oka jsou významnější u delších očí [13]. Při zvětšování axiální délky oka (oko se stává myopickým) optická mohutnost umělé nitrooční čočky klesá a naopak [10].

Chyba v keratometrii o hodnotě 1 dioptrie vede k chybě v optické mohutnosti nitrooční čočky o velikosti 1 dioptrie. Proto se doporučuje přeměřit lomivost rohovky v případě, že je hodnota keratometrie menší než 40 dioptrií nebo větší než 47 dioptrií [17]. S rostoucím zakřivením nitrooční čočky (rohovka se vyklenuje – oko se stává myopickým) se zmenšuje hodnota optické mohutnosti umělé nitrooční čočky [10].

Také je nutné zmínit, že výsledná refrakce závisí na typu vybrané umělé nitrooční čočky. Čočky lze dělit podle materiálů (tvrdý akrylát, měkký akrylát, silikon), tvaru (haptické části), rozměrů a optických vlastností (zakřivení povrchu, počet ohnisek aj.). Důležité je pacienta po provedení všech důležitých vyšetření seznámit s širokou škálou výběru umělých IOL a brát v potaz jeho rozhodnutí. Někteří pacienti jsou zvyklí nosit brýle a mohou chtít implantovat



optickou mohutnost IOL tak, aby mohli stále nosit brýle. Velkou výhodou je, že při správném zvolení umělé IOL lze pacienta zbavit korekce na dálku a nechat (popř. snížit) korekci do blízka a naopak. Ne vždy je tedy u operaci požadovaná výsledná refrakce na emetropii.

Někdy se také používá korekce pacienta metodou „monovision“, která se snaží dosáhnout na jednom oku emetropii a na druhém oku lehkou myopii tak, aby pacient emetropické oko používal při dívání na dálku a myopické oko používal při dívání do blízka [13].

Velká část studií upřednostňuje hodnocení operace šedého zákalu z hlediska kontrastní citlivosti namísto hodnocení zrakové ostrosti. Důvodem je, že zraková ostrost vypovídá jen o schopnosti vidět předměty o vysokém kontrastu za ideálních světelných podmínek [30]. Pacient může mít dobrý vizus, ale nevypovídá to o schopnosti, zda rozlišuje černou nebo šedou barvu. Ztráta kontrastní citlivosti se projevuje neschopností vnímat černou barvu (vidí šedou místo černé) a může být více obtěžující než ztráta zrakové ostrosti.

Dalším zdrojem variability ve výsledných pooperačních refrakcích by mohl být fakt, že umělé nitrooční čočky jsou dodávány s odstupňováním po 0,50 D [21], lze to do budoucna řešit tak, že krok mezi optickou mohutností umělé IOL bude nižší (např. v intervalech po 0,25 D).

## 12. ZÁVĚR

V teoretickém úvodu práce byly popsány základní části anatomie oka, jeho optická prostředí. Dále byly přiblíženy základní refrakční vady oka a nejdůležitější metody jejich vyšetření. Poté byly uvedeny fyzikální principy nejdůležitějších technik vyšetření před operací šedého zákalu, bez kterých by nebylo možné správně vypočítat optickou mohutnost umělé nitrooční čočky.

V praktické části byl uveden soubor studovaných pacientů a byly stručně popsány užívané statistické metody. Soubor pacientů byl rozdělen na dva hlavní výzkumy.

První výzkum obsahoval soubor 200 pacientů, již byli podrobeni biometrickému měření (axiální délky) oka, která jsou nezbytnou součástí před implantací umělé nitrooční čočky. Byly užity dvě biometrické techniky – akustická a optická. Úkolem bylo srovnání obou metod a stanovení vzájemné korelace mezi nimi. Testování korelace proběhlo pomocí Spearmanova korelačního koeficientu, který vyšel vysoký  $R = 0,991$ , a lze potvrdit možnost kvalitativního zastoupení obou biometrických metod. Více bylo zmíněno v rozsáhlé diskuzi k prvnímu výzkumu (kap. 11.1).

V druhém výzkumu byl porovnáván stupeň vizu do dálky u pacientů před operací šedého zákalu a po ní. Výsledný vizus vypovídá nejen o přesnosti výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky, ale také o kvalitě předoperačních vyšetření a v neposlední řadě o zkušenostech a znalostech chirurga, který operaci prováděl. Po operaci byl požadován vizus 1,00 (zapsáno v decimální jednotce), tak aby nebylo třeba další korekce (např. brýlemi nebo čočkami). Výzkumu se podrobilo 143 pacientů, z nichž část byla změřena autorem bakalářské práce (pouze optickou biometrií). Statistické výsledky ukázaly významný rozdíl mezi stupněm vizu před operací a po ní. Výsledného vizu 1,00 dosáhlo 64% pacientů a celkového zlepšení dosáhlo 78% pacientů. Více o přesnosti výpočtu umělé nitrooční čočky bylo popsáno v diskuzi k druhému výzkumu (kap. 11.2). V příloze byly popsány další vzorce (formule) pro výpočet optické mohutnosti IOL.

Operace katarakty se stává rutinním výkonem a lze říct, že měřicí předoperační techniky (biometrie a keratometrie) se stále zdokonalují a tím jsou i zajištěny lepší výsledky při výpočtu optické mohutnosti umělé nitrooční čočky, která má důležitý význam v celkové refrakci očního systému.

## 13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Navrátil, L.; Rosina, J. a kolektiv: Medicínská biofyzika. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4
- [2] MeDitorial. Zelený zákal [online]. 2009. Dostupný na www: <<http://www.zeleny-zakal.cz/>>. ISSN 1803-0181
- [3] Hrazdára, I.; Mornstein, V.; Škorpíková, J.: Základy biofyziky a zdravotnické techniky. Brno: Neptun, 2006. 309 s. ISBN 10: 80-86850-01-3
- [4] Hložánek, M.: Přístrojová technika v oftalmologii. Praha: Nakladatelství ART et FACT, 2006. IBSN 80-902160-9-9 .
- [5] Fuka, J.; Havelka B.: Optika a atomová fyzika. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1961. 845 s.
- [6] Judinyová, K.: Modelování vlastností zračkového systému: disertační práce. Brno: Vysoké učení technické Brno, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 85 s.
- [7] Randulová, J.: Akomodace a konvergence: bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2008. 50 s.
- [8] Halliday D., Renick R., Walker J.: Fyzika, VUTIUM, 2000
- [9] Stránský, Z.: Optický systém oka: bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2006. 40 s.
- [10] Kureková, Z.: Vliv zakřivení rohovky a délky oka na výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky: diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2009. 113 s.
- [11] Hrušková, J.: Optická prostředí oka: bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2009. 75 s.
- [12] Kopáčová, P.: Optické a oftalmologické přístroje: bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2007. 54 s.
- [13] Synáková, L.: Biometrie oka a přesnost výpočtu IOL: diplomová práce. Brno: Masarykova universita, Fakulta lékařská, 2008. 61 s.
- [14] Rutrle, M.: Přístrojová optika. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000.
- [15] Korynta J: Biometrie oka po refrakčním zákroku na rohovce. Trendy soudobé oftalmologie - svazek 3, pořadatel Rozsival, P. Galén 2006. 246 s.

- [16] Vajpayee, R.; Sharma, N.; Pandey, A.; Titiyal J.: Phacoemulsification Surgery, Anshan Ltd, UK, 2006. 352 s.
- [17] Sanders, D.; Retzlaff, J.; Kraff, M.: A-scan biometry and IOL implant power calculations. American Academy of Ophthalmology, Focal Points – Clinical Modules for Ophthalmologists 1995; vol 13, No 10, 14 s.
- [18] Kuchyňka, P.: Oční lékařství. 1. vydání, Grada Publishing, Praha, 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8
- [19] Bartáková, D.: Echografie v oftalmologii. Proffesional Publishing, ISBN 80-86419-15-0, 2002. 184 s.
- [20] Indrayan, A.: Medical biostatistics. New York: Chapman and Hall/CRC; 2 edition, 2008. 824s. ISBN 1-58488-887-3
- [21] Hřebcová, J.: Optimalizace stanovení optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty: disertační práce. Brno: Masarykova universita, Fakulta lékařská, 2008. 65 s.
- [22] Wallace, R.: Refractive Cataract Surgery and Multifocal IOLs, USA, SLACK Incorporated, 2001. 243 s.
- [23] Skorkovská, Š.; Michálek, J.; Ruberová, M.; Synek, S.: Srovnání ultrazvukové a optické biometrie s ohledem na refrakci očí po operaci katarakty. Česká a slovenská oftalmologie, 60, 2004.
- [24] Kraus, H.; Karel, I.; Růžicková, E.: Oční zákaly, 1.vydání. Praha: Grada, 2001. 149 s. ISBN 80-7169-967-5
- [25] Hojková, T.: Hodnocení operace šedého zákalu: diplomová práce. Brno: Masarykova universita, Fakulta lékařská, 2006. 66 s.
- [26] Kuchyňka, P.; Bartáková, D.: Novinky v kataraktové chirurgii, Trendy soudobé oftalmologie, 1. vydání Praha: Galén 2000. 190s.
- [27] Friedlová, R.: Spolehlivost objektivního vyšetření refrakčních vad: diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, 2006. 77 s.
- [28] Boháčková, J.: Testy statistických hypotéz založené na empirických distribučních funkcích :diplomová práce. Brno: Masarykova universita, Fakulta přírodovědecká, 2009. 34 s
- [29] Berná, Z.: Dvouvýběrové parametrické a neparametrické testy: bakalářská práce. Brno: Masarykova universita, Fakulta přírodovědecká, 2006. 46 s.
- [30] Zvára, K.: Biostatistika. Praha: Karolinum, 2008. 213 s. ISBN 978-80-246-0739-9

- [31] Hejna, M.: Přehled statistických testů a softwarová podpora těchto testů na ZČU: bakalářská práce. Plzeň: Západočeská universita, Fakulta aplikovaných věd, Katedra matematiky, 2009. 36 s.

## 14. PŘÍLOHY

### 14.1 Další vzorce užité při výpočtu optické mohutnosti IOL

*Vzorec Halladay*

Jde o modifikaci teoretických vzorců a skládá se ze tří hlavních částí.

- Screening dat - neboli kontrola naměřených hodnot. Vyskytnou-li se neobvyklé hodnoty, je třeba je přeměřit (např. axiální délka oka menší než 22,00 mm nebo větší než 25,00 mm).
- Odhadovaná pozice čočky (ELP – viz kap. 8) [13],[21].

$$ELP = aACD + S \quad (14.1)$$

ELP - odhadovaná pozice čočky

aACD - anatomická hloubka přední komory

S - personalizovaný faktor chirurga

Anatomická hloubka přední komory oka (aACD) je matematicky vypočtena z hodnot poloměru zakřivení přední plochy rohovky a axiální délky oka [13].

$$aACD = 0,56 + \frac{R}{\left(R^2 - AG^2 \times \frac{1}{4}\right)^2}$$

aACD - anatomická hloubka přední komory

R - poloměr zakřivení přední plochy rohovky [mm]

AG - průměr přední komory

$$AG = AL \times 12,5 \times \frac{1}{23,45}$$

AG - průměr přední komory

AL - axiální délka oka [mm]

- Surgeon Factor (SF) neboli personalizace faktoru chirurga. Jde o vzdálenost, která je v praxi spočítána zpětně z lomivosti rohovky, axiální délky oka, dioptrické hodnoty implantované IOL a ze stabilizované pooperační refrakce operovaného oka. SF charakterizuje (podobně jako A-konstanta) tvar IOL, práci chirurga a použité metody měření biometrie a keratometrie [21].

$$S = A \times 0,5663 - 56,60$$

$$S = ACD \times 0,9704 - 3,595$$

S - Surgeon factor

A - variabilní konstanta stanovená na základě typu umělé IOL a jejím výrobcem

ACD - hloubka přední komory